

Entwurf und Realisierung eines haptischen Assistenzsystems für Herzkatheteruntersuchungen

Vom Fachbereich Elektrotechnik und Informationstechnik
der Technischen Universität Darmstadt
zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)
genehmigte Dissertation

von

Dipl.-Wirt.-Ing. Thomas Opitz

geboren am 30.07.1979
in Moskau

Referent: Prof. Dr.-Ing. habil. Roland Werthschützky
Korreferent: Prof. Dr.-Ing. Stephan Rinderknecht

Tag der Einreichung: 08.07.2015
Tag der mündlichen Prüfung: 12.11.2015

D17

Darmstadt 2016

Vorwort

Die vorliegende Arbeit ist im Rahmen meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Elektromechanische Konstruktionen (EMK) der Technischen Universität Darmstadt entstanden. Die Inhalte wurden motiviert durch das DFG-Transferprojekt *HapCath - Haptischer Katheter*.

Ich bedanke mich herzlichst bei meinem Doktorvater Prof. Dr.-Ing. habil. Roland Werthschützky für die Betreuung meiner Arbeit. Das entgegengebrachte Vertrauen, der Freiraum bei der Bearbeitung und die fachlichen Hinweise und Diskussion waren sehr wertvoll für das Gelingen meiner Arbeit. Mein großer Dank gilt auch Prof. Dr.-Ing. Stephan Rinderknecht für die Übernahme des Korreferats und den angeregten inhaltlichen Austausch.

Ein großer Dank gilt den administrativ-technischen Kollegen der feinwerktechnischen Werkstatt im Hans-Busch-Institut. Die immer zuverlässige und unkomplizierte Zuarbeit und der fachliche Austausch haben zum Erfolg meiner Arbeit beigetragen.

Bedanken möchte ich mich auch bei meinen wissenschaftlichen Kollegen am Institut für Elektromechanische Konstruktionen für die vielen konstruktiven Diskussionen, den offenen Austausch und das angenehme Arbeitsklima.

Ein besonderer Dank gilt meiner Familie und meinen Freunden für den positiven Zuspruch und die Unterstützung in dieser arbeitsintensiven Zeit.



Zusammenfassung

Herzkatheteruntersuchungen der Herzkranzgefäße werden zu diagnostischen und interventionellen Zwecken durchgeführt. Häufige Indikationen für eine Katheteruntersuchung der Herzkranzgefäße sind die koronare Herzkrankheit oder ein akuter oder sich anbahnender Myokardinfarkt. Hierbei entsteht aufgrund einer Stenose (Verengung) in einem Herzkranzgefäß oder eines Verschlusses eine Unterversorgung des Herzmuskels, die behoben werden muss. Die offene Bypass-Operation ist die einzige Alternative zu der minimalinvasiven Technik der Katheterisierung.

Ausgehend von einer Punktion der *Arteria femoralis* in der Leistengegend navigiert der Kardiologe mit einem Führungsdraht mit einem Durchmesser von 360 μm in den Herzkranzgefäßen zu der zu untersuchenden Stenose. Der Führungsdraht dient zudem als Führung für einen darüber geschobenen Katheter mit dem zielgerichtet Medikamente oder Stents zur Behebung der Engstelle eingebracht werden. Ein Problem bei einer Katheterisierung ist die fehlende Krafrückmeldung der Kontaktkräfte an der Führungsdrahtspitze.

Das Ziel dieser Arbeit ist daher der Entwurf und die Realisierung eines haptischen Assistenzsystems zur extrakorporalen Kraftdarstellung der endovaskulären Kontaktkräfte. Die Anforderungen an das haptische Assistenzsystem werden aus den Gegebenheiten des Behandlungsablaufs und den Merkmalen der haptischen Wahrnehmung des Menschen abgeleitet.

Für die Qualität der haptischen Rückmeldung ist das dynamische Übertragungsverhalten des haptischen Assistenzsystems entscheidend. Zur Beurteilung der dynamischen Eigenschaften von Telemanipulator-Systemen hat sich die *haptische Transparenz* etabliert. In dieser Arbeit werden die Systemstrukturen von kraftgesteuerten und –geregelten haptischen Assistenzsystemen mit der Netzwerktheorie beschrieben. Aus den Modellbeschreibungen werden anschließend die Unterschiede zwischen einem gesteuerten und geregelten haptischen Assistenzsystem hinsichtlich der haptischen Transparenz modelltechnisch aufgezeigt.

Ausgehend von einer kraftgeregelten Systemstruktur werden speziell angepasste Systemkomponenten für das haptische Assistenzsystem entworfen.

Zur Kraftdarstellung wird eine miniaturisierte haptische Bedieneinheit zur Krafteinkopplung auf den Führungsdraht konzipiert und entworfen. Hierzu werden mehrere Mechanismen und Aktor-Wirkprinzipien betrachtet und bewertet. Für den dynamischen Entwurf der haptischen Bedieneinheit wird die Netzwerktheorie eingesetzt, um Entwurfskriterien abzuleiten. Die entworfene miniaturisierte haptische Bedieneinheit koppelt mit beschichteten Reibrädern Kräfte bis 1 N schlupffrei auf den Führungsdraht auf. Die Krafterzeugung erfolgt nach dem elektrodynamischen Wirkprinzip.

Für die Messung der auf den Kardiologen eingekoppelten haptischen Rückmeldung wird ein extrakorporaler Kraftsensor entworfen. Nach einer Analyse verschiedener physikalischer Wirkprinzipien wird das resistive Wirkprinzip ausgewählt. Der Entwurf des Verformungskörpers wird mit

einem analytischen Modell untersucht und anhand numerischer Berechnungen optimiert. Der aufgebaute Kraftsensor misst Druck- und Zugkräfte bis 10 N. Die Empfindlichkeit beträgt 0,3 mV/V und die Messunsicherheit 3,9 %.

Für den Betrieb des Gesamtsystems werden speziell angepasste Elektronik für die haptische Bedieneinheit und den Kraftsensor entworfen. Außerdem wird ein Netzteil zur Versorgung des Gesamtsystems aufgebaut und ein angepasstes Gehäuse für die Elektronikkomponenten gestaltet.

Die messtechnische Charakterisierung des Gesamtsystems erfolgt mit einem angepassten Messstand. Mit dem Messstand können Kräfte und Geschwindigkeiten mit einer Bandbreite bis 1 kHz gemessen und erzeugt werden. Die Auswertung der Messdaten erfolgt mit einem Netzwerkanalysator und einem PC zur Datenerfassung.

Die Messergebnisse zeigen, dass das entworfene und aufgebaute haptische Assistenzsystem Kräfte bis 1 N mit einer Bandbreite von DC bis 135 Hz haptisch darstellen kann. Das aufgebaute Assistenzsystem erfüllt alle definierten Anforderungen, die sich aus dem Behandlungsszenario einer Herzkatheterisierung ergeben. Zudem kann am Beispiel des haptischen Assistenzsystems messtechnisch verifiziert werden, dass ein kraft geregelter Betrieb von haptischen Co-Manipulatoren einem kraft gesteuerten hinsichtlich der haptischen Transparenz und der Stabilität überlegen ist.

Inhaltsverzeichnis

Glossar	IX
Symbolverzeichnis	XIII
1. Einleitung	1
1.1 Gegenstand des Forschungsprojekts <i>HapCath</i>	1
1.2 Zielstellung und Gliederung der Arbeit	3
2. Behandlungsablauf von Herzkatheteruntersuchungen	5
2.1 Aufbau und Funktion des menschlichen Herzens	5
2.2 Durchführung einer Herzkatheteruntersuchung	6
2.3 Defizite des konventionellen Verfahrens	8
2.4 Motivation für ein haptisches Assistenzsystems	10
3. Grundlagen zum Entwurf haptischer Systeme	13
3.1 Die haptische Wahrnehmung des Menschen	13
3.2 Struktur haptischer Systeme	17
3.2.1 Interaktion mit haptischen Systemen	18
3.2.2 Systemstruktur haptischer Manipulatoren	20
3.3 Haptische Transparenz als Entwurfskriterium	26
3.3.1 Zweitordarstellung von Telemanipulatoren	26
3.3.2 Bedingung für haptische Transparenz	28
4. Ermittlung der Anforderungen an das Assistenzsystem <i>HapCath</i>	31
4.1 Anforderungen aus dem Behandlungsablauf	31
4.2 Analyse der Wechselwirkungskräfte einer Herzkatheteruntersuchung	31
4.3 Eigenschaften des Führungsdrahtes	34
4.4 Einleitungsstelle der haptischen Krafrückmeldung	38
4.5 Zusammenstellung der Anforderungen	39
5. Konzeption des haptischen Assistenzsystems für Herzkatheteruntersuchungen	41
5.1 Stand der Technik haptischer Systeme für Herzkatheterisierungen	41
5.1.1 Telemanipulationssysteme	41
5.1.2 Trainingssysteme	44
5.1.3 Zusammenfassung und Fazit	49
5.2 Haptische Transparenz von Co-Manipulatoren	52
5.2.1 Impedanzgesteuerter Co-Manipulator	53
5.2.2 Impedanz geregelter Co-Manipulator	55
5.3 Fazit und Auswahl einer Systemstruktur	58
6. Entwurf der haptischen Bedieneinheit	61

6.1	Krafteinkopplung auf den Führungsdraht	64
6.1.1	Bewertungskriterien	64
6.1.2	Bewertung ausgewählter Mechanismen	67
6.1.3	Vorversuche zur Haftkraft	71
6.1.4	Auswahl des günstigsten Vorzugsmechanismus	74
6.2	Aktorauswahl	75
6.2.1	Elektrodynamisches Wirkprinzip	77
6.2.2	Piezoelektrisches Wirkprinzip	81
6.2.3	Auswahl eines Aktor-Wirkprinzips	84
6.2.4	Auswahl eines Gleichstrom-Kommutator-Motors	84
6.3	Entwurf der haptischen Bedieneinheit	87
6.4	Realisierung der haptischen Bedieneinheit	94
6.5	Messtechnische Charakterisierung der haptischen Bedieneinheit	97
7.	Entwurf des extrakorporalen Kraftsensors	101
7.1	Auswahl des physikalischen Messprinzips	101
7.2	Entwurf des Verformungskörpers	107
7.3	Messtechnische Charakterisierung des Kraftsensors	113
8.	Aufbau und Regelung des Gesamtsystems	119
8.1	Entwicklung der Elektronikkomponenten	120
8.1.1	Motor-Treiberelektronik	120
8.1.2	Sensorelektronik	122
8.2	Auswahl und Entwurf des Reglers	123
8.2.1	Stabilität	123
8.2.2	Reglertypen und Auswahl eines Reglers	126
8.2.3	Empirische Bestimmung der Reglerparameter	128
9.	Erprobung des Gesamtsystems	131
9.1	Versuchsstand zur Analyse des Führungsübertragungsverhaltens	131
9.2	Charakterisierung des impedanzgesteuerten Systems	132
9.3	Charakterisierung des impedanzgeregelten Systems	133
9.4	Messung der Eingangsimpedanz des Assistenzsystems	137
9.5	Schlussfolgerungen	140
10.	Zusammenfassung und Ausblick	141
	Literaturverzeichnis	145
A	Anforderungsliste	157
B	Bewertung von Mechanismen zur Krafteinkopplung	163

C	Übersicht der betrachteten Motoren	171
D	Gestaltung des Gehäuses der Zentraleinheit	173
E	Das V-Modell als Werkzeug zur Entwicklung haptischer Systeme	179
	Lebenslauf	183



Glossar

admittanzgeregelt	Geregelte Wegausgabe eines haptischen Systems
admittanzgesteuert	Gesteuerte Wegausgabe eines haptischen Systems
Aktorik	Elektromechanischer Wandler zur Erzeugung einer Kraft oder eines Weges
Aneurysma	Aussackung in einem Gefäß
Angina Pectoris	Reduzierte Durchblutung der Herzmuskulatur
Arteria femoralis	Oberschenkelarterie
C-Bogen	Ausrichtbare Röntgeneinheit
Co-Manipulation	Elektromechanisches System, dass dem Nutzer bei direkter Manipulation eines Objektes mit einem Werkzeug zusätzliche Freiheitsgrade bereitstellt oder eine Beeinflussung der gefühlten mechanischen Impedanz ermöglicht.
DC-Motor	Mechanisch kommutierter Motor
EC-Motor	Elektrisch kommutierter Motor
elektrodynamisch	Auf der Lorentz-Kraft beruhende elektromechanische Wandlung
endovaskulär	innerhalb eines Gefäßes
extrakorporal	außerhalb des Körpers
Fissur	Spalte oder Furche
French	Verbreitete Einheit zur Angabe des Durchmessers von Führungsdrähten oder Kathetern (1 French = 360 μm)
Haptische Bedieneinheit	Mensch-Maschine-Schnittstelle zur Darstellung von Kräften oder Wegen und zur sensorischen Erfassung der Nutzerinteraktion
haptische Wahrnehmung	Aktives Erfühlen von Objektbeschaffenheiten und Kräften
Herzinsuffizienz	Vermindertes Herzleistungsvermögen

Herzkatheteruntersuchung	Katheteruntersuchung der Herzkranzgefäße oder der Herzkammern zu diagnostischen oder interventionellen Zwecken
Herzkranzgefäße	Den Herzmuskel versorgende Blutgefäße
Hysteresefehler	Maximale Abweichung der auf- und absteigenden Kennlinie eines Sensors bezogen auf den Nennmesswert
impedanzregelt	Geregelte Kraftausgabe eines haptischen Systems
impedanzgesteuert	Gesteuerte Kraftausgabe eines haptischen Systems
kalzifizierte Plaque	Kalkhaltige Ablagerung im Gefäß
Koronarangiographie	Röntgenverfahren zur Darstellung des Gefäßverlaufs der Herzkranzgefäße
LabVIEW	Programmiersprache von National Instruments zum Messen, Steuern und Regeln
Linearitätsfehler	Maximale Abweichung der mittleren Istkennlinie von einer idealen, den Nullpunkt und Maximalwert verbindenden, Sollkennlinie bezogen auf den offsetfreien Maximalwert
Mechanische Impedanz	Passive mechanische Eigenschaften eines Objekts, Quotient aus Kraft und Geschwindigkeit
Messunsicherheit	Quadratwurzel aus der Summe der Quadrate der zufälligen Fehler und der unkompensierten systematischen Fehler eines Sensors
Myokard	Herzmuskelgewebe
Myokardinfarkt	Sauerstoffunterversorgung des Herzmuskels aufgrund eines Verschlusses eines Herzkranzgefäßes
Palpieren	Abtasten
Piezoelektrizität	Änderung der elektrischen Polarisierung in einem Festkörper bei elastischer Verformung (piezoelektrischer Effekt) oder plastische Verformung bei Anlegen einer elektrischen Spannung (inverser piezoelektrischer Effekt)
Piezoresistiver Effekt	Elektrische Widerstandsänderung eines Messelements, aufgrund einer Änderung des spezifischen Widerstands,

	verursacht durch eine Dehnung
Plaque	Ablagerung im Gefäßsystem
Punktion	Lokal begrenzte Öffnung eines Gefäßes
Reduzierter Fehler	Absoluter Messfehler bezogen auf die Nennmessspanne
Resistiver Effekt	Elektrische Widerstandsänderung eines Messelements, aufgrund des Gestaltänderungseffekts, verursacht durch eine Dehnung
Ruptur	Zerreissung oder Riss von Gewebe
Schwellspannung	Elektrische Spannung ab der in einem Halbleiterbauelement ein leitender Kanal entsteht
Seele	Kerndraht eines Führungsdrahtes
Stenose	Stelle mit vermindertem Durchmesser in einem Gefäß
Stent	Gefäßstütze zur Stabilisierung eines rekanalisierten Gefäßes
Telemanipulation	Elektromechanisches System, dass dem Nutzer die Manipulation eines Objektes bei räumlicher Trennung ermöglicht.
Übertagungsfunktion	Verhältnis von Ausgangs- und Eingangsgröße eines Systems $G(j\omega)$
Ventrikel	Herzkammer
vulnerabel	Verletzlich
Zweitor	Modell zur Darstellung eines rückwirkungsbehafteten elektromechanischen Systems



Symbolverzeichnis

Θ	Trägheitsmoment	
ω	Kreisfrequenz	rad/s
φ	Winkel	rad
Ω	Winkelgeschwindigkeit	rad/s
ε	Elektrische Feldkonstante	As/Vm
ρ	Spezifischer Widerstand	Vmm ² /Am
ν	Querkontraktionszahl	
μ	Reibkoeffizient	
A	Fläche	m ²
a	Hebelarm	m
B	Magnetische Flussdichte	T
b	Breite	m
c	Federkonstante	N/m
C	Elektrische Kapazität	F
D	Elektrische Flussdichte	As/m ²
d	Durchmesser	m
E	Elastizitätsmodul	N/m ²
F	Kraft	N
f	Frequenz	1/s
G	Übertragungsfunktion	
h	Höhe	m
I	Flächenträgheitsmoment	m ⁴
i	Strom	A
k_M	Drehmomentkonstante	Nm/A
l	Länge	m
L	Induktivität	H
M	Drehmoment	Nm
m	Masse	kg
n	Nachgiebigkeit	m/N
N	Windungszahl	
N	Normalkraft	N
r	Reibbeiwert	Ns/m
R	Ohm'scher Widerstand	V/A

S	Dehnung	
T	Mechanische Spannung	N/m^2
T	Zeitkonstante	s
u	Spannung	V
v	Geschwindigkeit	m/s
z	Mechanische Impedanz	Ns/m
Z	Elektrische Impedanz	Ω

1. Einleitung

Die Einführung minimalinvasiver Eingriffe zur Behandlung von Patienten hat enorme Vorteile in der Medizintechnik mit sich gebracht. So sind die erlittenen Traumata im Vergleich zu konventionellen Eingriffen deutlich reduziert. Die Patienten können deutlich früher aus dem stationären Aufenthalt wieder entlassen werden. Teilweise genügt sogar nur eine ambulante Versorgung. Hiermit sind neben den Vorteilen für den Patienten auch beträchtliche Kostenersparnisse für die Krankenkassen verbunden. Ein großer Nachteil der „Schlüssellochchirurgie“ ist jedoch der Verlust des haptischen Sinneseindrucks während dem Eingriff. Durch Tasten kann der behandelnde Arzt bei einer konventionellen Operation die Eigenschaften von Gewebe beurteilen. Zudem unterstützt der haptische Tastsinn den Arzt beim Setzen von Schnitten oder Nähten. Aus dieser Motivation heraus wurden am Institut für Elektromechanische Konstruktionen der Technischen Universität Darmstadt mehrere Projekte [53], [76], [92] zur Entwicklung haptischer Systeme für die Medizintechnik initiiert, die zwischenzeitlich abgeschlossen oder Gegenstand der aktuellen Forschung sind.

Ein haptisches System soll bei minimalinvasiven Anwendungen die mechanischen Eigenschaften, welche an einem definierten Ort vorherrschen dem Nutzer so unverfälscht wie möglich darbieten und so das Palpieren (Tasten) von Gewebe wieder ermöglichen. Bei der Entwicklung haptischer Systeme sind mehrere Entwicklungsziele zu beachten. Ein haptisches System soll

- einen möglichst realistischen, unverfälschten, haptischen Sinneseindruck des manipulierten Objekts
- mit einer durch den haptischen Tastsinn des Menschen und durch das Anwendungsszenario bestimmten Bandbreite
- systemtechnisch stabil

darstellen. Zur Erfüllung der eben genannten Entwicklungsziele werden im besten Fall angepasste Aktoren und Sensoren entworfen, bei deren Entwicklung die Gegebenheiten der betrachteten Mensch-Maschine-Interaktion berücksichtigt werden. Die Wahl der Systemstruktur hat zudem einen entscheidenden Einfluss auf die Qualität der haptischen Rückmeldung und die Stabilität des haptischen Systems.

1.1 Gegenstand des Forschungsprojekts *HapCath*

Im Rahmen des von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) geförderten Forschungsprojekts „Haptisches Assistenzsystem für Katheterisierungen“ (*HapCath*) wird ein haptisches Assistenzsystem für endovaskuläre Interventionen für diagnostische und therapeutische Einsätze entwickelt. Hierdurch soll dem Kardiologen das Ertasten von Gefäßabzweigungen und Stenosen (Verengungen) ermöglicht werden und damit die Navigation innerhalb der Herzkranzgefäße für den Kardiologen intuitiver und somit auch leichter gestaltet werden.

Die Navigation innerhalb des Gefäßsystems wird bei Herzkatheterisierungen mit Führungsdrähten und Kathetern durchgeführt. Eine Rückmeldung über Lage und Umgebung des verwendeten Instruments erhält der Kardiologe bei einer konventionellen Herzkatheteruntersuchung bisher rein visuell durch die Koronarangiografie, ein Röntgenverfahren.

Das Projekt *HapCath* hat zum Ziel, dem Kardiologen zusätzlich zu der bestehenden visuellen Rückmeldung eine haptische zu ermöglichen. Der Fokus liegt hierbei auf der Navigation mit Führungsdrähten. Der haptische Sinneseindruck ist bei einer konventionellen Herzkatheteruntersuchung nur sehr bedingt und eingeschränkt nutzbar. Dies ist in den geringen Kontaktkräften an der Spitze des Führungsdrahtes (20 mN bis maximal 200 mN [53], [73]) und den gleichzeitig überlagerten Reibkräften des Drahtes im Gefäßsystem (ca. 300 mN [129]) und an der Zugangsschleuse zum Patienten begründet (Abb. 1.1).

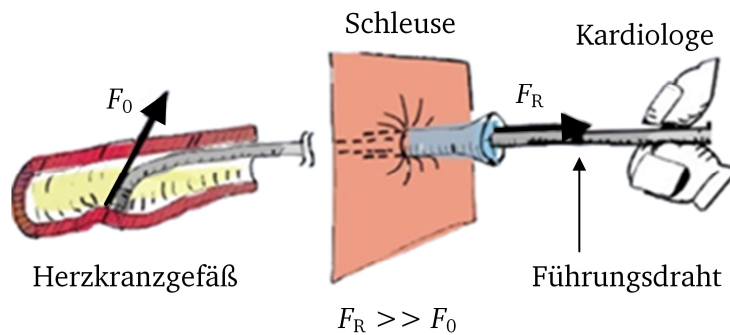


Abb. 1.1: Schematische Darstellung der auftretenden Kräfte während einer Herzkatheteruntersuchung.

Der Kardiologe spürt die Kontaktkräfte F_0 an der Führungsdrahtspitze nur überlagert mit den größeren Reibkräften F_R .

Durch eine endovaskuläre Kraftmessung der Kontaktkräfte mit einem Silizium-Mikro-Kraftsensor an der Führungsdrahtspitze sollen die Interaktionskräfte in den Herzkranzgefäßen erfasst werden [73]. Extrakorporal soll die gemessene Interaktionskraft skaliert auf den Führungsdraht eingekoppelt und somit ein verstärkter haptischer Sinneseindruck der Kontaktkräfte an der Drahtspitze erzeugt werden (Abb. 1.2).

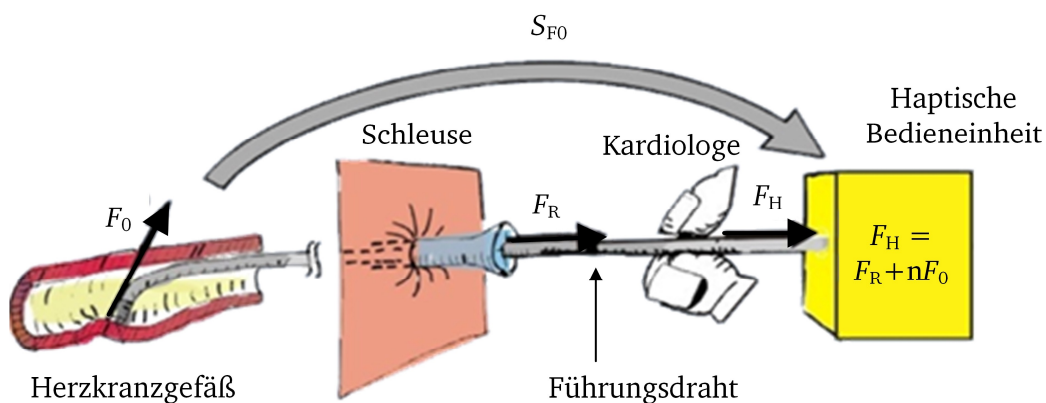


Abb. 1.2: Schematische Darstellung der auftretenden Kräfte während einer Herzkatheteruntersuchung bei Nutzung eines haptischen Assistenzsystems.

Der Kardiologe spürt ein um den Verstärkungsfaktor n verstärktes Signal der Kontaktkräfte F_0 an der Führungsdrahtspitze.

Im Rahmen einer Dissertation am Institut für Elektromechanische Konstruktionen der TU Darmstadt ist ein erstes Konzept für ein haptische Assistenzsystem für Herzkatheteruntersuchungen entstanden [53]. Ein resistiver Silizium-Mikro-Kraftsensor zur Integration in den Führungsdraht ist in [73] entwickelt und charakterisiert worden. In [108] wurde eine erste haptische Bedieneinheit auf Basis des piezoelektrischen Prinzips erstellt.

Im Rahmen des sich anschließenden DFG Transferprojekts *HapCath* werden die in Tabelle 1.1 angegebenen Arbeitspakete von zwei wissenschaftlichen Mitarbeitern parallel bearbeitet.

Tabelle 1.1: Arbeitspakete des DFG-Transferprojekts *HapCath*.

Aktorik und Gesamtsystem	Mikro-Kraft-Sensorik und Sensorintegration
<ul style="list-style-type: none"> Entwicklung einer hinsichtlich der zuverlässigen Krafteinkopplung auf den Führungsdraht optimierten haptischen Bedieneinheit Integration der haptischen Bedieneinheit in den Behandlungsablauf Miniaturisierung der haptischen Bedieneinheit Entwicklung und Aufbau einer angepassten Elektronik zur Ansteuerung der Aktorik Optimierung des Gesamtsystems hinsichtlich einer verbesserten Kraftdarstellung 	<ul style="list-style-type: none"> Optimierung des vorhandenen Sensorelements hinsichtlich der Integration in den Führungsdraht Mechanische und elektrische Kontaktierung des Silizium-Mikro-Kraft-Sensors Entwicklung eines geeigneten Packagings für das Sensorelement und Gewährleistung der Montagefreundlichkeit Signalübertragung der Sensorsignale zur externen Sensorelektronik

Der Aufgabenteil Aktorik und Gesamtsystem ist Bestandteil dieser wissenschaftlichen Arbeit. Im folgenden Abschnitt werden aus dieser Aufgabenstellung die Forschungsschwerpunkte abgeleitet und die Gliederung dieser Arbeit erläutert.

1.2 Zielstellung und Gliederung der Arbeit

Anhand der zu bearbeitenden Arbeitspakete lassen sich die folgenden wissenschaftlichen Fragestellungen für diese Arbeit ableiten:

- Wie kann die „Qualität“ eines haptischen Feedbacks beschrieben und charakterisiert werden?

-
- Wie kann die dem Kardiologen dargebotene haptische Rückmeldung im Fall des haptischen Assistenzsystems *HapCath* optimiert werden?
 - Wie kann eine zuverlässige Krafteinkopplung auf den Führungsdraht ermöglicht werden?
 - Welches Aktorprinzip ist für die Kraftdarstellung auszuwählen?
 - Wie kann das haptische Assistenzsystem in Behandlungsablauf integriert werden ohne die gewohnten Handlungsabläufe zu beeinflussen?

Ausgehen von einer Einleitung in Kapitel 1 werden im Kapitel 2 die Durchführung einer Herzkatheterisierung erläutert und die Defizite der konventionellen Verfahren aufgezeigt. Darüber hinaus wird der erwartete Nutzen eines haptischen Assistenzsystems für Herzkatheteruntersuchungen abgeleitet.

Die haptische Wahrnehmung des Menschen wird im Kapitel 3 einleitend dargelegt, um anschließend auf die Interaktion des Menschen mit haptischen Systemen einzugehen. Im Anschluss werden die möglichen Systemstrukturen von haptischen Manipulatoren und die Bedingungen für haptische Transparenz erläutert.

Die Anforderungen an das haptische Assistenzsystem werden im Kapitel 4 erarbeitet. Sie beruhen sowohl auf Vorarbeiten als auch auf eigenen Erkenntnissen und Vorversuchen.

Kapitel 5 umfasst die Konzeption des haptischen Assistenzsystems. Nach der Präsentation des Stands der Technik zu haptischen Systeme für Herzkatheteruntersuchungen wird ein systemtechnisches Modell zur Beschreibung haptischer Co-Manipulatoren erarbeitet. Hieraus werden Aussagen über die zu erwartenden Eigenschaften von Co-Manipulatoren abgeleitet und abschließend eine Systemstruktur für das zu entwickelnde haptische System ausgewählt.

Im Kapitel 6 wird die Festlegung der geometrischen und elektrischen Parameter der miniaturisierten haptischen Bedieneinheit auf Basis analytischer Berechnungen erläutert. Ein besonderer Fokus wird hierbei auf die Einkopplung der skalierten Kraft auf den Führungsdraht und die Wahl eines geeigneten Antriebskonzepts gelegt. Abschließend werden Messergebnisse zur darstellbaren Bandbreite der Kraftausgabe präsentiert.

Der analytische und numerische Entwurf eines extrakorporalen Kraftsensors zur Messung der Interaktionskräfte des Kardiologen wird im Kapitel 7 erläutert. Ausgehend von der Wahl eines physikalischen Messprinzips werden die Modellierung, der Entwurf und die Ergebnisse der messtechnischen Charakterisierung dargelegt.

Im Kapitel 8 werden Aufbau und Charakterisierung des Gesamtsystems präsentiert. Einführend wird die Entwicklung der Aktor- und Sensorelektronik erläutert. Anschließend wird ein geeigneter Regler für das haptische System ausgewählt und die Bestimmung der Reglerparameter erläutert. Abschließend werden Messergebnisse des Übertragungsverhaltens des haptischen Systems präsentiert.

Die Arbeit schließt in Kapitel 9 mit einer Zusammenfassung und einem Ausblick.

2. Behandlungsablauf von Herzkatheteruntersuchungen

Eine Herzkatheteruntersuchung ist eine minimalinvasive Untersuchung der Herzkranzgefäße. Hierzu werden Führungsdrähte und Katheter in das arterielle Gefäßsystem eingebracht. Im Fall eines sich anbahnenden oder akuten Herzinfarkts (Myokardinfarkts) ist die Herzkatheteruntersuchung die minimalinvasive Alternative zu einer offenen Bypass-Operation. Zudem gibt es weitere Anwendungsfelder für endovaskuläre Katheteruntersuchungen, z.B. in der Neurologie. In Rahmen dieser Arbeit wird der Schwerpunkt auf das Anwendungsfeld von Katheterisierungen der Herzkranzgefäße gelegt. Im Folgenden werden daher zunächst der Aufbau und die Funktion des Herzens erläutert. Im Anschluss werden die Indikationen für eine Herzkatheteruntersuchung und deren Durchführung dargelegt. Abschließend werden die Defizite einer konventionellen Katheteruntersuchung aufgeführt und der erwartete Nutzen eines haptischen Assistenzsystems für Herzkatheteruntersuchungen erläutert.

2.1 Aufbau und Funktion des menschlichen Herzens

Das menschliche Herz ist ein muskuläres Hohlorgan, das sich hinter dem Brustbein zwischen den beiden Lungenflügeln befindet. Die Funktion des Herzens ist die Sicherung des Blutkreislaufes im menschlichen Körper. Bei einem Ruhepuls von 50 bis 70 Schlägen werden bei einem Erwachsenen durchschnittlich drei bis fünf Liter Blut je Minute durch das Herz ausgeworfen. Unter sportlicher Belastung kann das Pumpvolumen auf bis zu 30 Liter je Minute zunehmen. Das Herz in Abbildung 2.1 ist in zwei funktionelle Bereiche unterteilt, die rechte und linke Herzhälfte. Beide werden durch eine Scheidewand (*Septum*) voneinander getrennt. Jede Herzhälfte besteht aus einer Kammer (*Ventrikel*) und einem Vorhof. Insgesamt vier Klappen arbeiten wie Rückschlagventile und ermöglichen so einen gerichteten Blutfluss. Die rechte Herzhälfte pumpt das sauerstoffarme Blut durch die Lunge. Von dort gelangt das sauerstoffangereicherte Blut in die linke Herzhälfte und wird anschließend über die Hauptschlagader (Aorta) in den Blutkreislauf ausgestoßen. Der Herzmuskel wird durch zwei koronare Arterien, welche am Ansatz der Aorta zum Herzen entspringen, versorgt. Die linke Koronararterie (*Arteria coronaria sinistra*) versorgt die linke die Herzvorderseite, die Muskulatur des linken Ventrikels und den linken Vorhof. Sie unterteilt sich in die Gefäß-

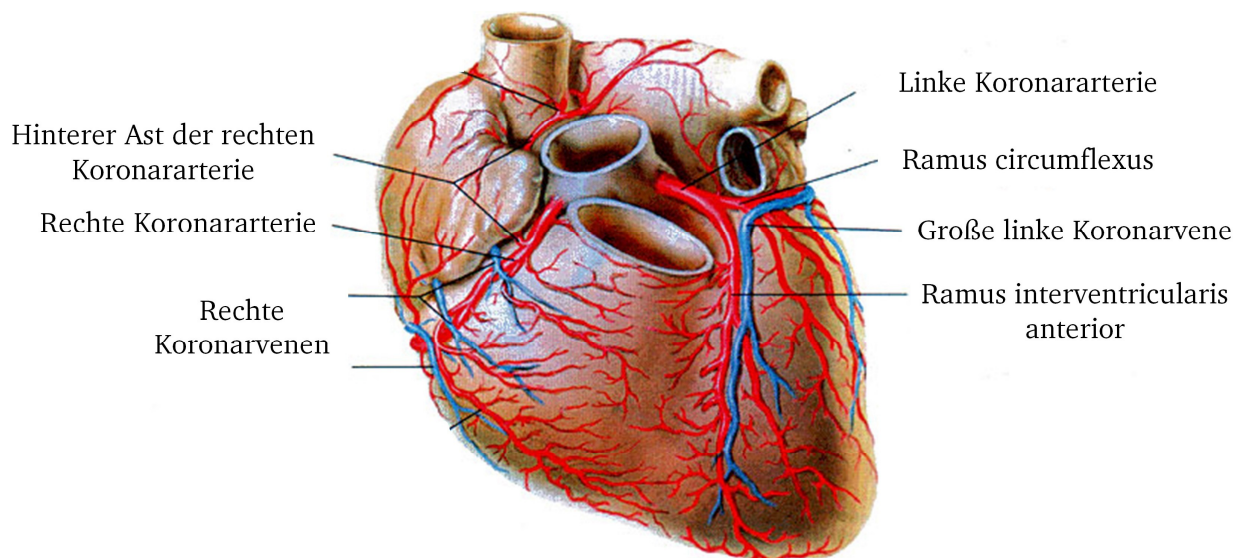


Abb. 2.1: Darstellung der myokarden Herzkranzgefäße des menschlichen Herzens [4].

zweige *Ramus interventricularis anterior* und den *Ramus circumflexus*. Die rechte Koronararterie (*Arteria coronaria dextra*) versorgt die Muskulatur des rechten Ventrikels, den rechten Vorhof und Teile der Herzhinterseite. Je nach individueller Anatomie können Unterschiede bei den versorgten Gebieten und den Aufzweigungen der Herzkrankgefäße auftreten. Die Herzkrankgefäße sind sogenannte Terminalarterien. Das bedeutet, dass im Falle eines Verschlusses eines Herzkranzgefäßes durch eine Stenose kein Umgehungskreislauf besteht, der das betroffene Gebiet versorgen kann. In diesem Fall stirbt das unterversorgte Gewebe aufgrund des Sauerstoffmangels ab. Im akuten Fall führt dies zu einem Herzinfarkt (*Myokardinfarkt*) [56].

2.2 Durchführung einer Herzkatheteruntersuchung

Herzkatheteruntersuchungen werden zu diagnostischen und interventionellen Zwecken durchgeführt. Das Ziel ist die bildliche Darstellung und hämodynamische Beurteilung valvulärer (die Herzklappe betreffende), myokardialer (den Herzmuskel betreffende) und perikardialer (den Herzbeutel betreffender) Erkrankungen [56]. Die häufigsten Indikationen für eine Herzkatheteruntersuchung sind:

- koronare Herzkrankheit,
- akuter Myokardinfarkt,
- erworbene Herzklappenfehler,
- angeborene Herzfehler,
- Aortendissektion (Riss der Hauptschlagader).

Weitere Indikationen können ein Herztumor, eine notwendige Diagnose nach erfolgter Reanimation nach plötzlichem Herztod, die diagnostische Beurteilung nach einer Herztransplantation oder Herzrhythmusstörungen sein. Im Rahmen dieser Arbeit wird der Fokus auf die Diagnostik und Behandlung einer koronaren Herzerkrankung bzw. eines Myokardinfarktes gelegt. In diesen Fällen stellt die perkutane transluminale Koronarangioplastie (PTCA) die einzige Alternative zu einer offenen Bypass-Operation dar. Die koronare Herzerkrankung ist eine Erkrankung der Gefäße der Herzmuskulatur. Durch Ablagerungen in den Gefäßwänden kommt es zu einer Versteifung der Gefäße und zu einer fortschreitenden Reduzierung des Gefäßquerschnitts. Im Extremfall führt dies zu einem Myokardinfarkt [56], [136].

Das Katheterlabor ist ein speziell für Herzkatheterisierungen eingerichteter Behandlungsraum (Abb. 2.2). Der Patient liegt während der Behandlung auf einem Untersuchungstisch. Zur Bildgebung wird die Röntgen-Koronarangiografie (C-Bogen) eingesetzt. Bei diesem Verfahren werden der Verlauf der Gefäße und der Blutfluss mit dem Röntgengerät abgetastet und als Videofilm digital aufbereitet und aufgezeichnet. Dieser kann durch den Kardiologen nach Bedarf aufgerufen und zur Beurteilung der Gefäßbeschaffenheit und Planung der nächsten Behandlungsschritte herangezogen werden. Damit die Gefäßverläufe auf den Röntgenaufnahmen sichtbar werden, wird dem Patienten zusätzlich ein Kontrastmittel während der Aufnahme in das punktierte Gefäß zugeführt. Es stehen nicht-ionische und ionische Kontrastmittel zur Verfügung. Ihnen ist gemein, dass der bildgebende Effekt durch Jod als röntgengebende Substanz erreicht wird [56].

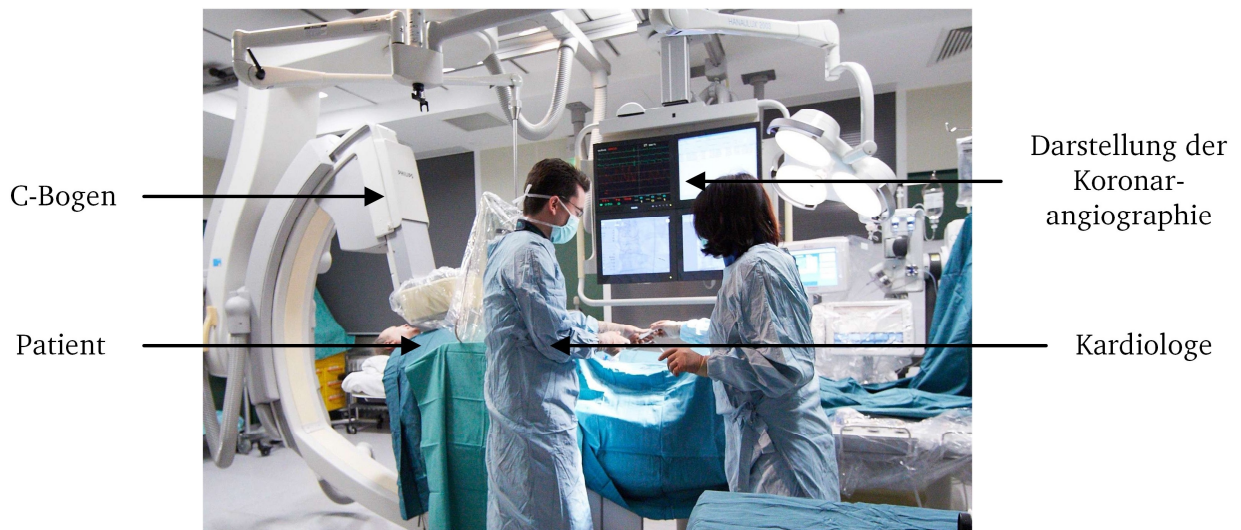


Abb. 2.2: Arbeitsumfeld in einem Herzkatheterlabor [124].

Die Navigation in den Herzkranzgefäßen führt der Kardiologe mit einem Führungsdraht durch. Der Durchmesser des Drahtes beträgt typischerweise 1 French ($360\text{ }\mu\text{m}$). Aufgebaut ist der Führungsdraht aus einer mittig eingebrachten Seele aus Stahl oder Nickel-Titan mit abnehmendem Durchmesser zur Drahtspitze hin. Die Drahtspitze ist spiralförmig umwickelt und mit einem hydrophilen Polymer zur Reduktion der Reibung beim Navigieren im Gefäßsystem beschichtet. Als Handstück zur Navigation des Führungsdrahtes wird ein sogenannter *Torquer* (oder auch *Torque Device*) verwendet (Abb. 2.3). Der Torquer ermöglicht durch eine Spannzange die Fixierung des Führungsdrahtes. Der Kardiologe steuert dann den Führungsdraht händisch mit dem Torquer.

Der Führungsdraht dient neben der Navigation auch zur Palpation (Abtastung) von Gefäßwänden und Stenosen zu diagnostischen Zwecken. Eine weitere wichtige Funktion des Drahtes ist die Führung des darüber geschobenen Katheters. So können beispielsweise Stents zielgerichtet in das betroffene Herzkranzgefäß eingebracht werden.

Die (PTCA) wird seit langem erfolgreich als Standardverfahren zur Behandlung von koronaren Herzerkrankungen (z.B. der Angina Pectoris) und bei akuten Myokardinfarkten eingesetzt [136]. Die wichtigsten Schritte einer PTCA können in folgende Punkte unterteilt werden:

1. Durch eine arterielle Punktion der *Arteria femoralis* wird ein arterieller Zugang in der Leistengegend geschaffen. Der Patient wird örtlich betäubt. In der Regel bleibt der Patient während der Behandlung bei Bewusstsein.
2. Mit einem Führungskatheter wird durch die Aorta zum Eingang des zu untersuchenden Herzkranzgefäßes navigiert. Aufgrund der Formgebung der Katheterspitze kann der Führungskatheter sicher im Zugang zum Herzkranzgefäß fixiert werden.
3. Am Führungskatheter wird ein hämostatisches Ventil angebracht. Es dient dazu, ein Herausfließen des Blutes zu verhindern. Darüber hinaus werden über diesen Zugang alle weiteren Instrumente, das Kontrastmittel und Medikamente in das zu untersuchende Herzkranzgefäß eingebracht.

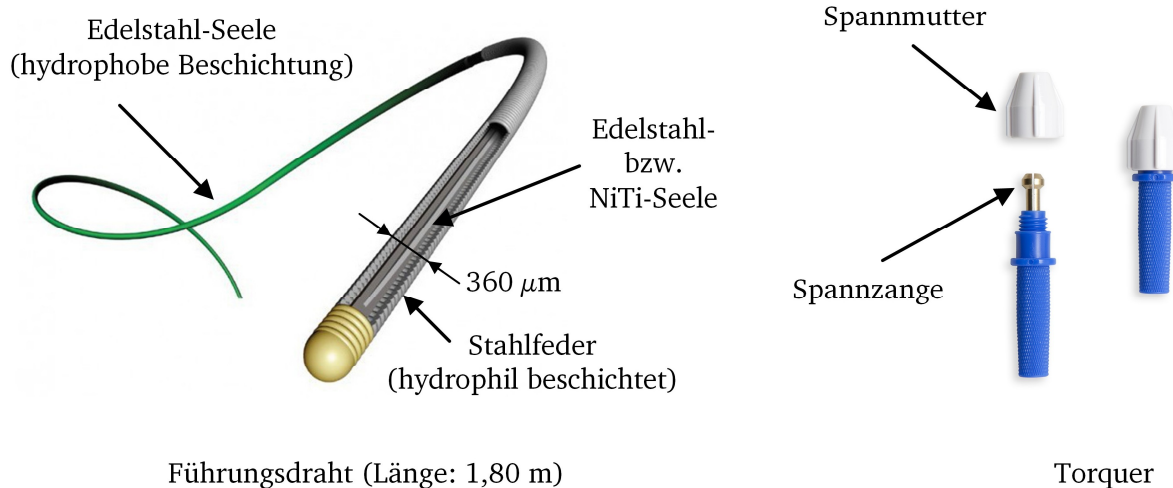


Abb. 2.3: Aufbau von Führungsdrähten und Torquern für Herzkatheteruntersuchungen.
links: Führungsdraht mit spiralförmig umwickelter Spitze zur Erhöhung der Nachgiebigkeit [1].
rechts: Torquer zur Steuerung des Führungsdrahtes mit dargestellter Spannzange zum Klemmen des Drahtes [74].

4. Zur Navigation in den Abzweigungen des zu untersuchenden Herzkranzgefäßes dient der Führungsdraht. Durch Schieben und Drehen des Drahtes erfolgt die Navigation. Aufgrund anatomischer Variation des Gefäßsystems ist es notwendig und üblich, den Führungsdraht mehrfach zu wechseln. Je nach Situation werden Drähte mit höherer oder niedriger Nachgiebigkeit der Drahtspitze eingesetzt. Durch Vorbiegen der Drahtspitze kann der Kardiologe zudem den Draht der arteriellen Gefäßform anpassen. Während dem Drahtwechsel sichert ein weiterer Katheter die bisher erreichte Position des Führungsdrahtes.
5. Nach erfolgreicher Navigation mit dem Führungsdraht zur verengten Stelle im Gefäß können über den Katheter weitere diagnostische Untersuchungen (z.B. Blutdruckmessung) oder interventionelle Maßnahmen (z.B. Setzen eines Stents) durchgeführt werden. Der Führungsdraht dient zur Führung für den Katheter.

Zur Behebung einer Stenose in einem Gefäßsystem werden Katheter mit Stents eingebracht. Der Stent selbst besteht aus einem Metall- oder Polymergeflecht, welches zusammengefaltet an einem Katheter zur Ballondilatation eingebracht wird. Durch das Aufpumpen eines Beutels im Katheter mit Kochsalzlösung wird die Gefäßverengung wieder geweitet und gleichzeitig der Stent gegen die Gefäßwände gedrückt, wo er sich verankert (Abb. 2.4) [63]. In Abbildung 2.5 sind exemplarisch der gestörte Blutfluss aufgrund einer Stenose in der rechten Koronararterie und die Rekanalisierung durch das Setzen eines Stents dargestellt.

2.3 Defizite des konventionellen Verfahrens

Die Komplikationsrate bei Herzkatheterisierungen ist mit einer Mortalität von 0,3 % bis 0,63 % relativ gering. Durch das Ablösen von instabiler Plaque im Gefäßsystem können Herzinfarkte (0,05 % bis 0,1 %) und Schlaganfälle (0,05 % bis 0,06 %) ausgelöst werden [35]. In 1,62 bis 2,7 % der Fälle treten lokale Komplikationen bei der invasiven Kathetertechnik auf. Im Besonde-

ren eine Perforation (Durchstoßung) der Arterienwand stellt hierbei ein großes Risiko dar (0,4 % bis 0,8 %) [32], [4]. Bei einem Drittel der betroffenen Patienten muss sofort eine herzchirurgische Bypass-Operation durchgeführt werden. Davon überleben durchschnittlich nur 65 % [42].

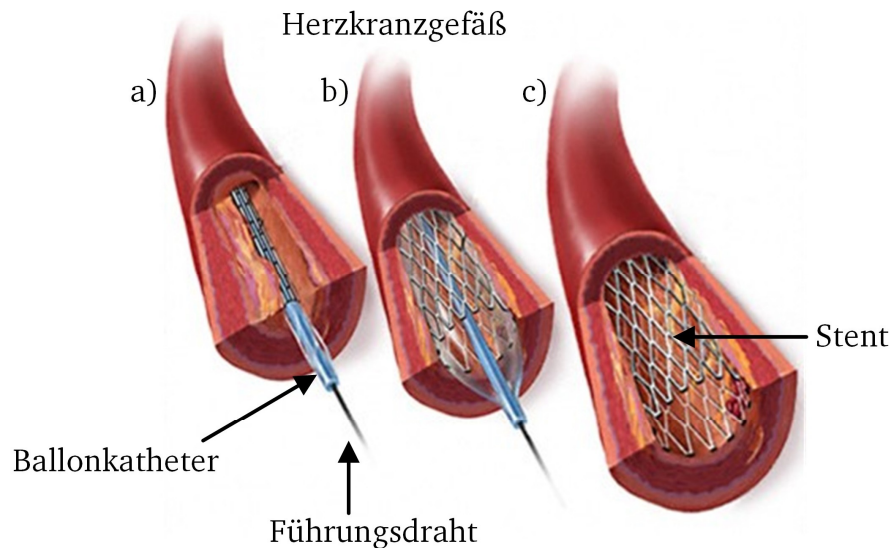


Abb. 2.4: Darstellung des Verfahrens zum Setzen eines Stents [43].

- a) Der Kardiologe steuert mit dem Führungsdraht zu der Stenose im Gefäß. Über den Führungsdraht wird ein Ballonkatheter geschoben.
- b) Der Ballonkatheter wird mit Kochsalzlösung aufgepumpt, weitet die Stenose und presst den Stent gegen die Gefäßwand.
- c) Der Stent verbleibt zur Stabilisierung im Gefäß.

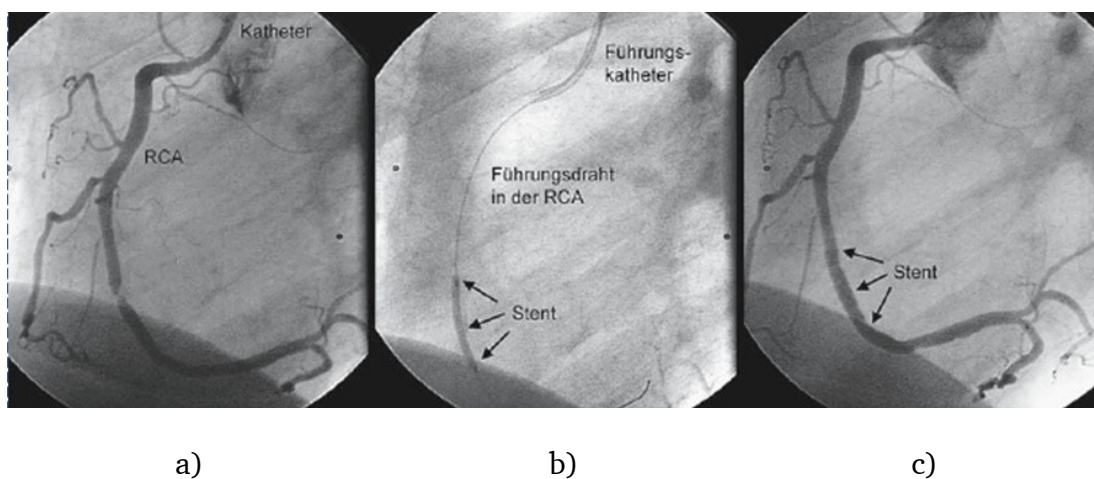


Abb. 2.5: Aufnahmen einer digitalen Koronarangiografie während einer PTCA [10].

- a) Sichtbarkeit einer Stenose im rechten Herzkranzgefäß eines Patienten
- b) Setzen eines Stents. Stent und Führungsdraht sind gut im Gefäß zu erkennen. Ohne Kontrastmittel ist der Gefäßverlauf nicht zu erkennen.
- c) Wiederhergestellter Blutfluss im rechten Herzkranzgefäß

Die Behandlungsdauer einer Katheterisierung beträgt bei diagnostischen Katheterisierungen und einfachen PTCAs 20 min bis 90 min. In 70 % der Behandlungsfälle liegt die Dauer unter 60 min [73]. Stark verwundene Gefäßzweige (Kollateralgefäße), komplexe Gefäßabzweigungen erhöhen den Schwierigkeitsgrad einer Katheterisierung. Besondere Anforderungen an die Navigationsfähigkeiten des Kardiologen werden bei vollverschlossenen Gefäßen gestellt. In diesen Fällen kann das Kontrastmittel nicht oder nur sehr begrenzt in den Gefäßzweig einfließen und ist somit auf den Aufnahmen der Koronarangiographie nicht erkennbar. In diesen Fällen ist der Kardiologe allein auf seinen Tastsinn angewiesen. Die Behandlungsdauer bei komplexen PTCAs steigt auf 60 min bis 180 min. Darüber hinaus konnte eine Korrelation von Schwierigkeitsgrad der zu passierenden Gefäßstelle und der neurologischen Komplikationsrate nachgewiesen werden [73].

Mit steigender Behandlungsdauer steigt zudem die Strahlenbelastung für den Patienten und den Kardiologen an. Hierbei ist die kumulierte Strahlenbelastung, der der Kardiologe im Laufe seines Berufslebens ausgesetzt ist, deutlich kritischer zu bewerten als die Strahlenbelastung für den Patienten.

Weitere Komplikationen können durch die Gabe des Kontrastmittels resultieren. So können schwere allergische Reaktionen des Patienten auftreten. Im Besonderen Patienten mit Diabetes mellitus oder Nierenvorschädigungen besitzen ein hohes Risiko für ein akutes Nierenversagen [56].

2.4 Motivation für ein haptisches Assistenzsystems

In einem medizinischen Gutachten zur Antragsstellung des Forschungsprojekts *HapCath* werden die zu erwartenden Vorteile eines haptischen Assistenzsystems für endovaskuläre Eingriffe aus medizinischer Sicht aufgeführt [42].

Senkung der Komplikationsrate und Steigerung der Erfolgsrate

Es wird erwartet, dass ein haptisches Feedback das Risiko einer Gefäßperforation deutlich reduzieren kann. Des Weiteren kann das System das Passieren von Stenosen bei gleichzeitiger Reduzierung der Druck und Scherbelastung der Gefäßwand erleichtern. Ein weiterer Vorteil ist das beschleunigte Auffinden von engen schwer zu sondierenden Gefäßen.

Reduzierung der Strahlenbelastung und des Kontrastmittelverbrauchs

Zur Visualisierung der Position und Lage des Führungsdrahtes im Gefäßsystem wird die Angiographie eingesetzt. Um die Gefäße sichtbar zu machen, muss während der Angiographie ein Kontrastmittel gegeben werden. Insbesondere bei schwierigen Gefäßabgängen muss mehrmals durchleuchtet werden. Durch den Einsatz eines haptischen Assistenzsystems können Gefäßabzweigungen ertastet werden. Die Anzahl an Durchleuchtungen kann reduziert werden. Dies entlastet sowohl den Patienten als auch den behandelten Kardiologen.

Verkürzung der Untersuchungszeit

Ein beschleunigtes Auffinden von Gefäßabzweigungen und das Ertasten von Stenosen können die Untersuchungszeit reduzieren. Die Stressbelastung für die lediglich lokal betäubten Patienten nimmt ab. Darüber hinaus geht eine Verkürzung der Behandlungsdauer auch mit einer Senkung der Behandlungskosten einher und birgt somit auch betriebswirtschaftliche Vorteile.

Erleichterung der Plaquedifferenzierung

Die Differenzierung arteriosklerotischer Plaque hinsichtlich ihrer Stabilität ist von hoher Bedeutung. Stabile Plaques besitzen eine dicke fibröse Kapsel. Diese bindegewebige Kapsel ist bei instabiler Plaque dünn. Rupturen und Fissuren an instabilen Plaques führen zu Koronarthrombosen. Ähnliche Ergebnisse ergeben sich für Hirninfarkte. Durch das Abtasten der Plaques wird eine Charakterisierung der Plaque und somit eine differenziertere Therapie ermöglicht.

Fazit

Ein haptisches Assistenzsystem wird das Passieren von Gefäßverengungen, Gefäßabzweigungen als auch die Palpation von Stenosen, Stents und Plaque deutlich erleichtern. Je komplexer der Eingriff, umso höher wird der Nutzen eines solchen Systems eingeschätzt. In [73] wird daher für die folgenden Einsatzfälle die Verwendung eines haptischen Assistenzsystems als besonders sinnvoll erachtet:

- Voll- oder Langzeitverschlüsse eines Herzkranzgefäßes,
- stark ausgebildete multiple Stenosen und Okklusionen,
- Navigation durch stark verwundene Gefäße (Kollateralgefäße),
- bei Verdacht auf empfindliche Aneurysmen oder vulnerable Ablagerungen,
- allergischen Reaktionen auf das Kontrastmittel oder eingeschränkter Nierenfunktion,
- Risikogruppen wie Säuglinge (Alter < 1 Jahr), ältere Patienten (Alter > 75 Jahre) oder Patienten mit generell erhöhtem Mortalitätsrisiko,
- zusätzliches Anwendungsgebiet bei Katheterisierungen in der Neurologie.

3. Grundlagen zum Entwurf haptischer Systeme

Das folgende Kapitel soll grundlegende Erkenntnisse zur haptischen Wahrnehmung des Menschen und zu haptischen Systemen darlegen. Aus der haptischen Wahrnehmung des Menschen können Anforderungen an das haptische System abgeleitet werden. Daneben können haptische Systeme aufgrund der Art der Interaktion mit der Umwelt und der Systemstruktur klassifiziert werden. Die Qualität des haptischen Feedbacks ist ein wichtiges Ziel bei der Entwicklung haptischer Systeme und kann mit der *haptischen Transparenz* beschrieben werden.

3.1 Die haptische Wahrnehmung des Menschen

Die Wahrnehmung ermöglicht es dem Menschen seine Umwelt zu erfassen und diese gegebenenfalls zu manipulieren. Es lässt sich eine Analogie zwischen technischen Systemen und der Interaktion des menschlichen Körpers mit seiner Umwelt darstellen. Bei einem technischen System erfassen Sensoren die Umwelt und deren Signale werden in der Signalverarbeitung verarbeitet. Hieraus werden Signale zur Ansteuerung von Aktoren generiert, welche dann ein in der Umwelt eingebettetes Objekt manipulieren. Der Mensch nimmt über seine Wahrnehmungsorgane seine Umwelt wahr. Das Gehirn verarbeitet diese Sinneseindrücke und steuert einzelnen Muskelgruppen so an, dass eine Manipulation eines Objektes ermöglicht wird (Abb. 3.1) [21].

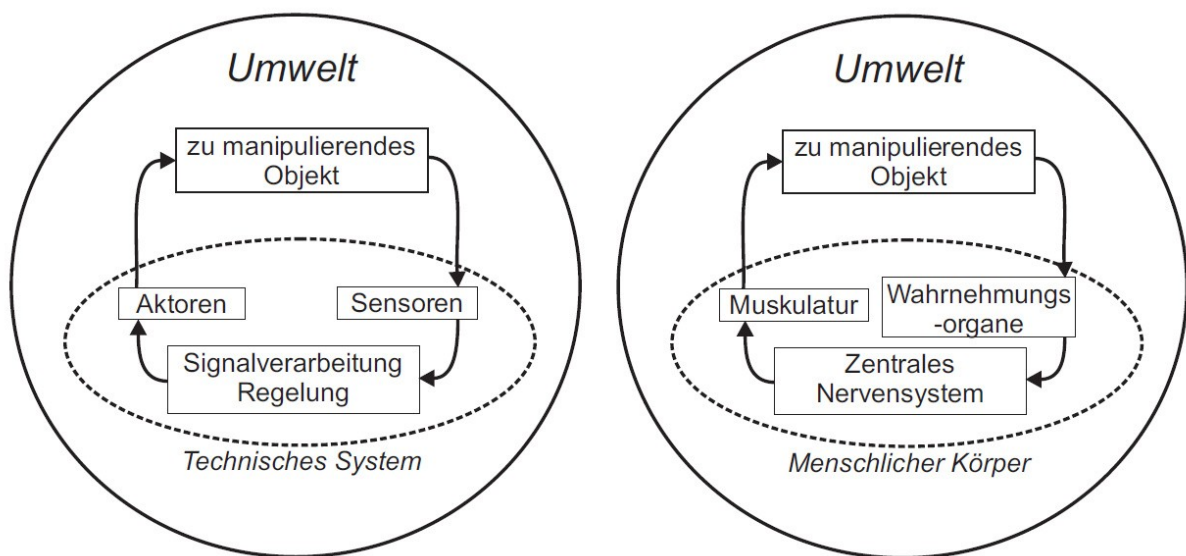


Abb. 3.1: Vergleichende Darstellung von technischem System und Mensch bei der Interaktion mit der Umwelt [21].

Technische Systeme sind meist für genau einen Einsatzzweck entworfen und hierfür spezialisiert. Die Sensoren eines technischen Systems erfassen daher in der Regel nur anwendungsspezifische Sensorgrößen, z.B. mechanische Größen wie Kräfte, Beschleunigungen oder Positionen. Der Mensch ist ein multifunktionales System und besitzt mehrere unterschiedliche Wahrnehmungsorgane. Insgesamt können fünf unterschiedliche Sinnesorgane unterschieden werden: Sehen, Hören, Schmecken, Riechen und Tasten. In Tabelle 3.1 werden die Eigenschaften der fünf Sinne aufgeführt.

Tabelle 3.1: Die fünf Sinnesorgane des Menschen zur Wahrnehmung seiner Umwelt nach [21].

	Sehen	Hören	Riechen	Schmecken	Tasten
Sinnesorgan	Auge	Ohr	Nase	Zunge	Haut und Bewegungsapparat
Bezeichnung der Wahrnehmung	Visuell	Auditorisch	Olfaktorisch	Gustatorisch	Haptisch
Erscheinungsform des Reizes	Elektromagnetische Wellen	Druckwellen	Duftstoffe	Geschmacksstoffe	Mechanische Reize

Bei der Interaktion von Menschen und technischen Systemen dominieren die visuelle und auditive Wahrnehmung. Durch die Nutzung haptischer Systeme kann zusätzlich der Tastsinn miteinbezogen werden. Die haptische Wahrnehmung setzt sich aus zwei Komponenten zusammen. Dies sind die taktile Wahrnehmung und die kinästhetische Wahrnehmung.

Taktile Wahrnehmung

Die taktile Wahrnehmung wird auch Oberflächensensibilität genannt, da die detektierenden Sinneszellen in der Haut liegen. Die taktile Wahrnehmung ermöglicht dem Menschen Oberflächentexturen und Kanten zu erkennen und zu unterscheiden. In Abbildung 3.2 ist der Aufbau der Haut gemeinsam mit den unterschiedlichen Hautschichten und den unterschiedlichen Rezeptoren dargestellt [93].

In der unbehaarten Haut wie z.B. in der Handinnenfläche befinden sich vier unterschiedliche Rezeptoren. MERKEL-Zellen (SA-I) sind langsam adaptierende Rezeptoren (*slowly adapting*), die auf eine Auslenkung senkrecht zur Hautoberfläche reagieren. PACINI-Körperchen (SA-II) sind ebenfalls langsam adaptierend und erfassen die tangentielle Dehnung der Haut. Nur die langsam adaptierenden Sinneszellen können statische Kräfte detektieren und werden auch als Intensitätssensoren bezeichnet. Die MEISSNER-Körperchen (RA-I) sind schnell adaptierende Rezeptoren (*rapidly adapting*), die nur bei einer Änderung der Auslenkung oder Dehnung der Haut aktiv werden. Sie werden daher als Geschwindigkeitsdetektoren bezeichnet. Die PACINI -Körperchen (RA-II) sind ebenfalls schnell adaptierende Rezeptoren und erfassen die Geschwindigkeitsänderung der Auslenkung bzw. Dehnung. Somit erfassen sie die Beschleunigung der Hautoberfläche.

In der behaarten Haut treten von den zuvor genannten Rezeptoren nur die PACINI - und RUFFINI - Körperchen auf. Weitere Rezeptoren bilden hier die Tastscheiben und die Haarfollikel-Sensoren, die die Auslenkung des Haares und Vibrationen detektieren. Tastscheiben bestehen aus gruppierten Merkel-Zellen und detektieren somit die Druckintensität auf der Haut. Eine Übersicht der taktilen Rezeptoren mit ihren Eigenschaften gibt Tabelle 3.2 wieder. Hierbei werden die Erkenntnisse von [11], [12], [13], [21] und [104] berücksichtigt.

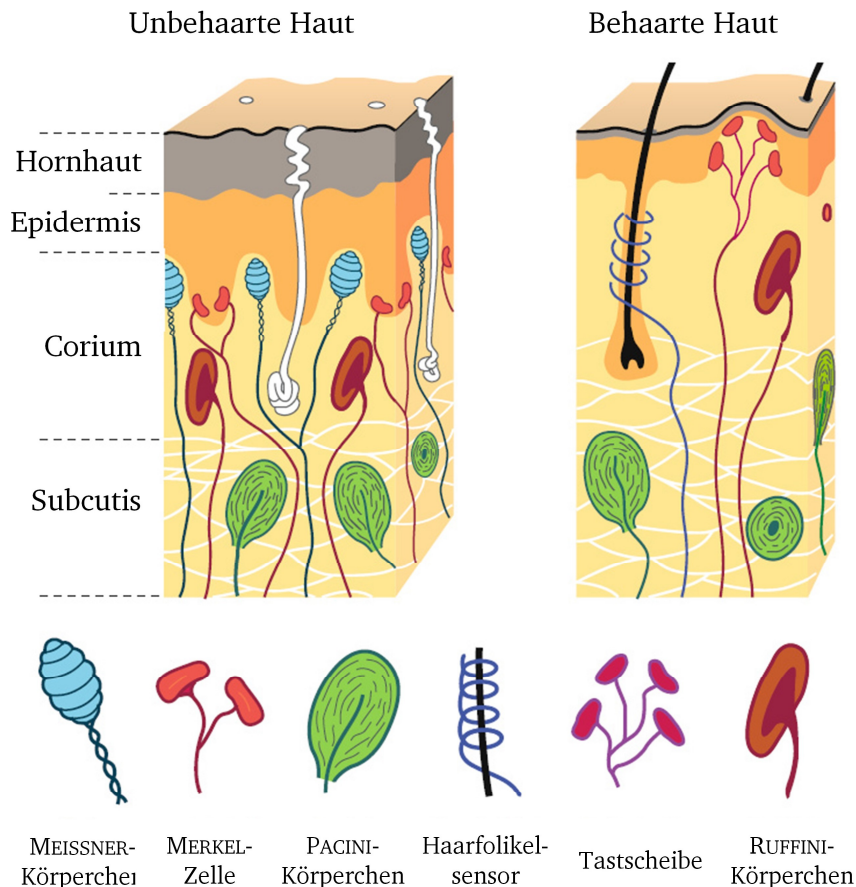


Abb. 3.2: Aufbau der menschlichen Haut mit Abbildung der verschiedenen Sinneszellen zur taktilen Wahrnehmung [93].

Die Interaktion mit haptischen Systemen erfolgt vorzugsweise durch die unbehaarten Handflächen. Deren haptische Wahrnehmung ist daher von höherer Relevanz für die Entwicklung eines haptischen Systems als die durch die behaarten Hautpartien. Im Besonderen die schnell adaptierenden Rezeptoren in der Handinnenfläche ermöglichen es dem Menschen Oberflächentexturen zu erkennen und zu unterscheiden. Auch das Durchrutschen eines Körpers in der Hand wird so detektiert.

Kinästhetische Wahrnehmung

Die kinästhetische Wahrnehmung (Tiefensensibilität) oder auch Propriozeption vermittelt dem Menschen Informationen über die Stellung und Bewegung des Körpers. In [93] werden hierbei drei Qualitäten unterschieden, der Stellungs-, Bewegungs- und Kraftsinn. Durch den Stellungssinn kann der Mensch die Position seiner Gliedmaßen im Raum feststellen. Hierdurch ist es z.B. möglich mit geschlossenen Augen den Zeigefinger an die Nasenspitze zu führen. Der Bewegungssinn gibt Auskunft über die Bewegung in einem Gelenk und wird zur Koordination von komplexen Bewegungsabläufen wie beispielsweise zum Werfen eines Balles benötigt. Mit Hilfe des Kraftsinns wird der Widerstand, der einer Bewegung entgegengesetzt wird erfasst. Hierdurch kann eine gefüllte Trinkdose von einer leeren allein durch Nutzung der haptischen Wahrnehmung unterschieden werden. Die maßgeblichen Rezeptoren zur Erfassung von Lage, Stellung, Bewegung und Kraft in Abbildung 3.3 sind die Muskelspindeln, die Golgi-Sehnenorgane, die Gelenksensoren und

Tabelle 3.2: Zusammenfassung der sensorischen Eigenschaften der in der Haut befindlichen Sinneszellen.

Rezeptortyp	Antwort-Verhalten	Frequenzbereich	Rezeptives Feld	Sensorische Funktion	Hauttyp
MERKEL-Zelle	SA-I	0-10 Hz	klein, klar abgegrenzt (11 mm ²)	Druck	unbehaart
RUFFINI-Körperchen	SA-II	0-10 Hz	groß, keine klare Abgrenzung (60 mm ²)	Scherkräfte	unbehaart, behaart
MEISSNER-Körperchen	RA-I	20-50 Hz	klein, klar abgegrenzt (12 mm ²)	Geschwindigkeit	unbehaart
PACINI-Körperchen	RA-II	100-300 Hz	groß, keine klare Abgrenzung (100 mm ²)	Beschleunigung, Vibration	unbehaart, behaart
Haarfollikel-sensor	RA	-	-	Auslenkung, Vibration	behaart
Tastscheibe	SA	-	(3-50 mm ²)	Druck	behaart

die Hautsensoren [93]. Insgesamt dominieren die beiden erstgenannten bei der kinästhetischen Wahrnehmung.

Die Muskelspindeln umschlingen im Muskelbündel innen liegende Muskelfasern, die intrafusalen Fasern, und geben eine Rückmeldung über die Dehnung des Muskels. Hierdurch können Stellung und Bewegung detektiert werden. Die GOLGI-Sehnenorgane liegen im Kraftfluss seriell zu den Muskeln und verbinden diese mit den Knochen. Sie liefern Informationen über den Spannungszustand im Muskel und geben so Auskunft über den Kraftaufwand. Die Bedeutung der Gelenksensoren über die Lage der Gliedmaßen scheint geringer als früher angenommen. So konnte bei Probanden mit künstlichen Gelenken kaum eine Einschränkung der Wahrnehmung der Gelenk-

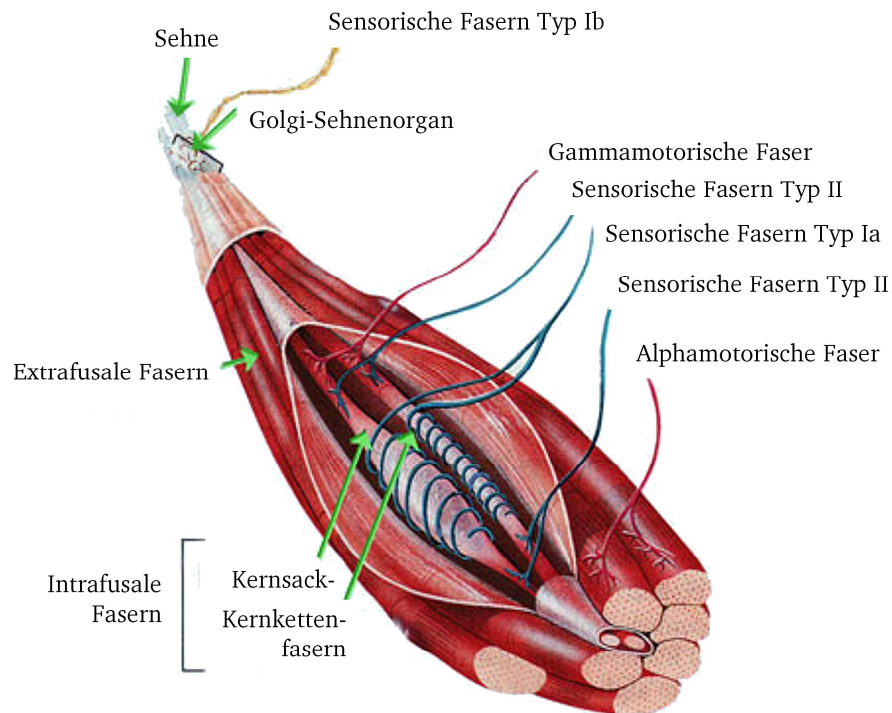


Abb. 3.3: Darstellung eines Muskels mit Abbildung der Rezeptoren zur kinästhetischen Wahrnehmung [72].

position festgestellt werden [93]. Die Hautrezeptoren dienen in erster Linie zur Detektion der Lage des Körpers im Raum und der Stellung von Gliedmaßen. Durch die Schwerkraft oder die Dehnung der Haut an Gelenkstellen werden diese Rezeptoren angeregt.

Die Dynamik der kinästhetischen Wahrnehmung ist aufgrund der größeren bewegten Massen der Extremitäten deutlich geringer als bei den Mechanorezeptoren der taktilen Wahrnehmung. Die Amplitudenauflösung ist aber vergleichbar mit der des taktilen Tastsinns [53].

Fazit

Die taktile Wahrnehmung beruht auf der Anregung von Mechanorezeptoren in der Haut. Sie können hochfrequente Signale verarbeiten und dem Menschen somit Informationen zu Oberflächen-texturen, Kanten oder dem Durchrutschen eines Gegenstandes liefern. Die kinästhetische Wahrnehmung dient zur Wahrnehmung von Lage, Position, Geschwindigkeit von Extremitäten und dem dazugehörigen benötigten Kraftaufwand. Hierzu werden tieferliegende Sensoren in den Extremitäten angeregt. Besonders die Muskelspindeln und die Sehnenorgane sind hier von großer Bedeutung. Taktiler und kinästhetischer Wahrnehmung zusammen ermöglichen dem Menschen eine umfassende haptische Wahrnehmung seiner Umwelt. Ihre modellmäßige Beschreibung bildet daher die Basis für die Entwicklung haptischer Systeme.

3.2 Struktur haptischer Systeme

Je nach Art der Interaktion zwischen dem Nutzer, der Umwelt und dem haptischen System können unterschiedliche Systemstrukturen unterschieden werden. Darüber hinaus kann eine Klassifi-

zierung hinsichtlich der Eingangs- und Ausgangsgrößen für die spätere Steuerung oder Regelung eines haptischen Systems vorgenommen werden.

3.2.1 Interaktion mit haptischen Systemen

Die Interaktion des Menschen mit seiner Umwelt kann durch Abbildung 3.4 dargestellt werden. Durch eine bewusste Bewegung, also Intention (I), kann der Mensch seine Umwelt manipulieren. Je nach mechanischer Beschaffenheit dieser Umwelt, z.B. eines abgetasteten Objektes, ergibt sich die haptische Wahrnehmung (W) des Menschen.

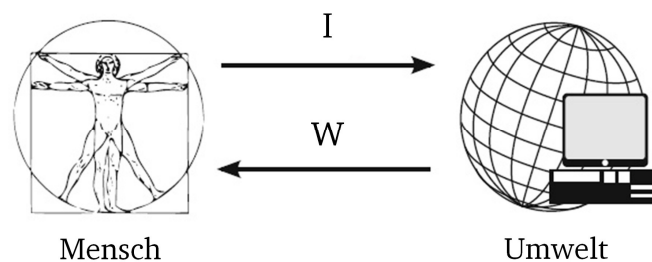


Abb. 3.4: Direkte Interaktion des Menschen mit der Umwelt [41].

Interagiert der Nutzer über ein haptisches technisches System mit der realen Umwelt, so lassen sich zwei unterschiedliche Fälle unterscheiden: die Telemanipulation und die Co-Manipulation.

Telemanipulation

Bei der Telemanipulation in Abbildung 3.5 mit haptischer Rückmeldung interagiert der Nutzer (I') mit einer Bedieneinheit (Master-Einheit). Die Informationen über die Position bzw. die Kraft, die der Nutzer ausübt, werden über eine Datenstrecke an einen Manipulator (Slave-Einheit) übertragen, der die Bewegungen des Nutzers nachvollzieht, um die Umwelt zu manipulieren (M). Die Slave-Einheit ist zusätzlich mit einem oder mehreren Sensoren ausgestattet, um die Interaktion mit der Umwelt zu detektieren (S). Diese Sensorinformationen werden nun wieder zurück an die Master-Einheit gesendet, um dort ein haptisches Feedback (W') dem Nutzer zur Verfügung zu stellen.

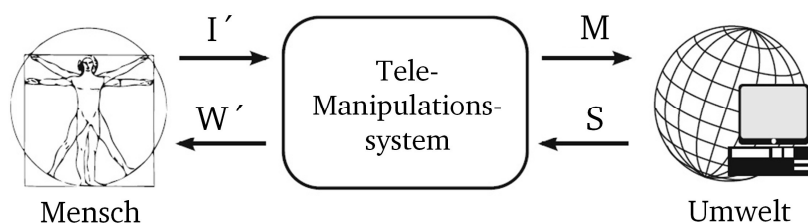


Abb. 3.5: Mittelbare Interaktion des Menschen über ein haptisches Telemanipulationssystem [41].

Durch die vollständige mechanische Entkopplung der Nutzerinteraktion und der Manipulation der Umwelt ist eine Skalierung von Kräften und Wegen möglich. Hierdurch können beispielsweise Mikrogreifer mit haptischer Rückwirkung [119], Nachgiebigkeiten unterhalb der Wahrnehmungsschwelle darstellbar gemacht werden [29] oder auch Bewegungen des Nutzers skaliert und somit

der Einfluss von Tremor gemindert werden [30]. Zudem ermöglicht die Telemanipulation die räumliche Trennung von Nutzer und manipulierter Umgebung. So ist es möglich medizinische Eingriffe an weit entfernten Orten durchzuführen. Das *da Vinci* - Operationssystem kann an dieser Stelle exemplarisch genannt werden [48]. Des Weiteren können mit Telemanipulatoren Tätigkeiten an kritischen Orten durchgeführt werden, die für Menschen gesundheitsschädlich oder lebensbedrohlich sind. Beispiele hierfür sind Orte mit sehr hohen bzw. niedrigen Temperaturen oder hoher radioaktiver Strahlung, aber auch die Tiefsee oder der Weltraum. Im medizinischen Umfeld kann der Einsatz eines Telemanipulationssystems allerdings auch auf eine niedrigere Akzeptanz stoßen, wenn die gewohnten Arbeitsabläufe durch die Telemanipulation nicht mehr durchführbar sind und ein hoher Lernaufwand zur Bedienung des Telemanipulators notwendig ist [124]. Des Weiteren ist auch der hohe Investitionsaufwand eines Telemanipulationssystems in der Medizintechnik zu nennen, der gegen einen Einsatz dieser Technologie sprechen kann. In diesen Fällen bietet sich der Einsatz von Co-Manipulatoren an.

Co-Manipulation

Die Co-Manipulation in Abbildung 3.6 zeichnet sich durch die Überlagerung einer direkten Interaktion (C) des Nutzers mit der Umgebung und der Interaktion über das haptische System aus [124]. Ein Beispiel hierfür ist das System *Inkoman* (Abb. 3.7), das an der Technischen Universität Darmstadt entwickelt wurde [92]. Das handgehaltene Instrument für die minimalinvasive Chirurgie verfügt zusätzlich über eine Parallelkinematik mit 4 Freiheitsgraden zur Manipulation (M) an der Instrumentenspitze. Über einen Joystick (I') kann diese angesteuert werden. Die an der Spitze gemessenen Kräfte (S) werden dann mit dem Joystick haptisch dargestellt (P').

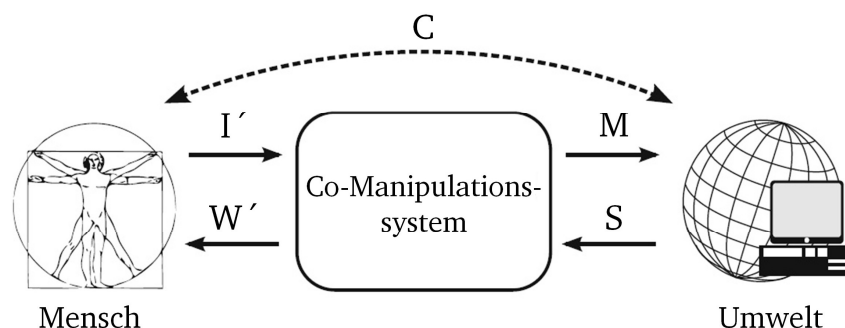


Abb. 3.6: Überlagerte Interaktion von direkter Manipulation über ein Werkzeug (C) und additiver haptischer Rückmeldung (W') [41].

Das haptische System *HapCath* ist ebenfalls der Kategorie der Co-Manipulatoren zuzuordnen, da der Kardiologe direkt den Führungsdraht manipuliert (C) und durch das haptische System eine zusätzliche überlagerte Rückmeldung (P') der Interaktion vom Führungsdraht mit der Gefäßwand (S) erhält. Da durch das haptische System keine aktive Bewegung des Führungsdrahtes erzeugt wird, entfällt der vorwärts gerichtete Pfad (I') und (M). In [41] wird ein solches System als Assistenzsystem bezeichnet. Prinzipiell stellt es eine Untergruppe der Co-Manipulatoren dar.

Im Fokus der aktuellen Forschung stehen Telemanipulatoren. Hierzu findet sich eine Fülle von Systemen und Veröffentlichungen. Dagegen sind Publikationen zu haptischen Co-Manipulatoren deutlich seltener und beispielsweise in [124] zu finden.



Abb. 3.7: Co-Manipulator *Inkoman* zur minimalinvasiven Chirurgie [92].

3.2.2 Systemstruktur haptischer Manipulatoren

Die Darstellung der Systemstrukturen von haptischen Manipulatoren ist auf die Ergebnisse zu Telemanipulatoren zurückzuführen. In Abhängigkeit von der Kinematik und des Aktorprinzips können zwei unterschiedliche Typen haptischer Manipulatoren, Impedanz- und Admittanzsysteme, unterschieden werden. Per Definition stellen Impedanzsysteme eine Kraft dar und messen die Position. Admittanzsysteme geben eine Position aus und messen die Kraft [39]. Eine weitere Unterscheidung wird hinsichtlich der Regelstrategie getroffen. So können die zuvor genannten Systeme gesteuert oder geregelt betrieben werden [41]. Insgesamt lassen sich so die folgenden vier Klassen von haptischen Manipulatoren unterscheiden, auf die im Folgenden näher eingegangen wird:

1. Impedanzgesteuerte Manipulatoren
2. Impedanzgeregelter Manipulatoren
3. Admittanzgesteuerte Manipulatoren
4. Admittanzgeregelter Manipulatoren

Impedanzgesteuerte Manipulatoren

Der Eingang eines Impedanzsystems (Abb. 3.8) ist ein Kraftsignal \underline{S}_F . Dieses Signal wird durch eine Signalverarbeitung und Elektroneinheit \underline{G}_{EI} in eine kraftproportionale Energie \underline{E}_A gewandelt und zur Ansteuerung eines Aktors genutzt. Der Aktor des Manipulators erzeugt eine Kraft \underline{F}_A . Am Ausgang des Impedanzsystems ist eine mechanische Impedanz \underline{z}_{ext} angekoppelt. Diese mechanische Impedanz kann beispielsweise der Nutzer beim Bedienen einer Master-Einheit sein oder auch die Umgebung, welche durch eine Slave-Einheit manipuliert wird. Auf die angekoppelte Impedanz

$\underline{z}_{\text{ext}}$ wirkt die Ausgangskraft $\underline{F}_{\text{out}}$ des Manipulators. Hieraus resultiert eine Geschwindigkeit $\underline{v}_{\text{out}}$. Diese wirkt über die Ausgangsimpedanz \underline{z}_A des Manipulators und der hieraus resultierenden Reaktionskraft $\underline{F}_{\text{kin}}$ der Aktorkraft \underline{F}_A entgegen. Meist wird die mechanische Ausgangsimpedanz des Manipulators durch Massen- und Reibungseffekte dominiert. Um eine geringe Verfälschung und somit hohe Transparenz der darzustellenden Kräfte zu erreichen, ist bei der Entwicklung von impedanzgesteuerten Manipulatoren auf eine niedrige Ausgangsimpedanz zu achten [53]. Optional können Positions- oder Geschwindigkeitssensoren in den Manipulator integriert werden, um die Bewegungen und Positionen zu erfassen.

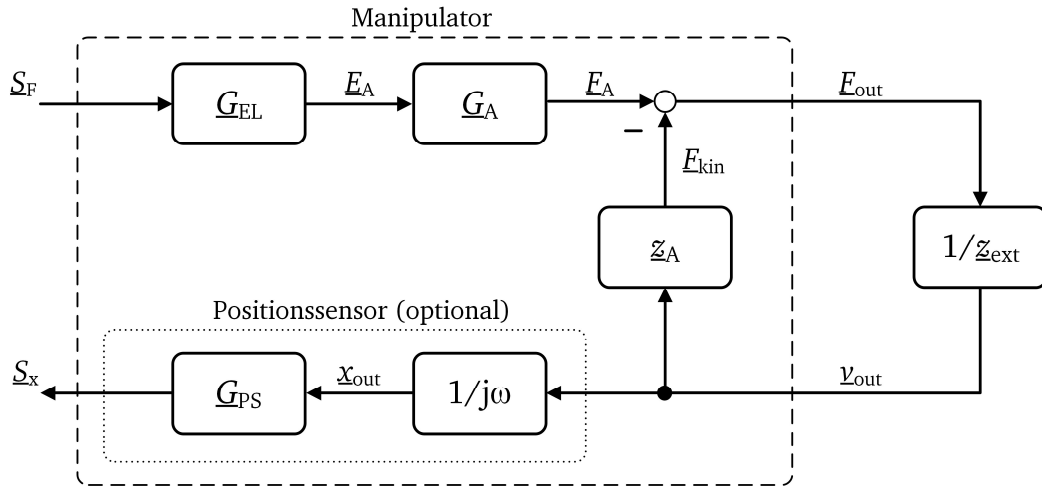


Abb. 3.8: Blockschaltbild eines impedanzgesteuerten Manipulators im Frequenzbereich nach [41].

Der Aufbau und die verwendeten Komponenten eines impedanzgesteuerten Manipulators können sehr kostengünstig realisiert werden. Impedanzgesteuerte Systeme sind daher die am häufigsten verwendeten Manipulatoren. Oft werden sie als Master-Einheit in einem Force-Feedback-System eingesetzt.

Die haptische Bedieneinheit *PHANToM* wurde am Massachusetts Institute of Technology entwickelt [66] und in den folgenden Jahren mehrmals überarbeitet. Inzwischen sind mehrere unterschiedliche Versionen kommerziell erhältlich. Abbildung 3.9 (links) zeigt den Typ *Premium 1.5 High Force*. Der Nutzer kann über einen Stift den Manipulator bedienen; in der ersten Version wurde eine Fingerkappe zur Interaktion genutzt [67]. Der Manipulator kann Kräfte in allen sechs Raumrichtungen erzeugen und die Positionseingabe des Nutzers ebenfalls in diesen sechs Freiheitsgraden detektieren. Die maximale Kraft des haptischen Feedbacks beträgt 37,5 N, das maximale Drehmoment 515 mN [1]. Über einen digitalen Parallelanschluss wird der *PHANToM*-Manipulator mit einem PC oder einer anderen Recheneinheit gekoppelt und angesteuert. Aufgrund der kommerziellen Verfügbarkeit und des relativ großen Arbeitsraums wird der *PHANToM*-Manipulator häufig in der Forschung eingesetzt. Beispiele hierfür finden sich in [64], [90].

Ein weiterer häufig genutzter Manipulator ist der Manipulator vom Typ *Falcon* des Herstellers Novint. Konzipiert als Eingabegerät für Computerspiele hat sich der *Novint Falcon* ebenso wie der *PHANToM* zu einem bevorzugten Manipulator für den Aufbau haptischer Systeme in der Forschung entwickelt [81], [106], [112]. Über eine Parallelkinematik kann der *Falcon* Kräfte in drei

Freiheitsgraden bis zu einer Maximalkraft von 8,9 N erzeugen. Die Position wird in den gleichen drei Freiheitsgraden erfasst. Die Anbindung erfolgt digital über eine USB-Schnittstelle.



Abb. 3.9: Impedanzgesteuerte Manipulatoren als haptische Bedieneinheiten.

links: PHANTOM-Bedieneinheit [1]

rechts: Novint Falcon [78]

Impedanzgeregelter Manipulatoren

Impedanzgeregelter Manipulatoren (Abb. 3.10) basieren grundsätzlich auf der Struktur von impedanzgesteuerten Manipulatoren. Mit einem zusätzlichen Kraftsensor \underline{G}_{FS} wird die ausgegebene Kraft \underline{F}_{out} gemessen und auf den Eingang des Systems zurückgekoppelt. Durch einen Regler \underline{G}_R wird die Stellgröße für die Ansteuerung des Aktors \underline{G}_A bestimmt. Hierdurch kann die Rückwirkung der parasitären Kräfte \underline{F}_{kin} , verursacht durch die Ausgangsimpedanz des Manipulators \underline{z}_A , auf die ausgegebene Kraft \underline{F}_{out} kompensiert werden. Im Besonderen für den Einsatz als Master-Einheit bietet dies den großen Vorteil, dass ein haptisches Feedback mit einer hohen haptischen Transparenz erzeugt werden kann [53]. Impedanzgeregelter Systeme eignen sich daher für hochwertige Anwendungen, z.B. in der Medizintechnik, als Mikromanipulatoren oder für Trainingssysteme.

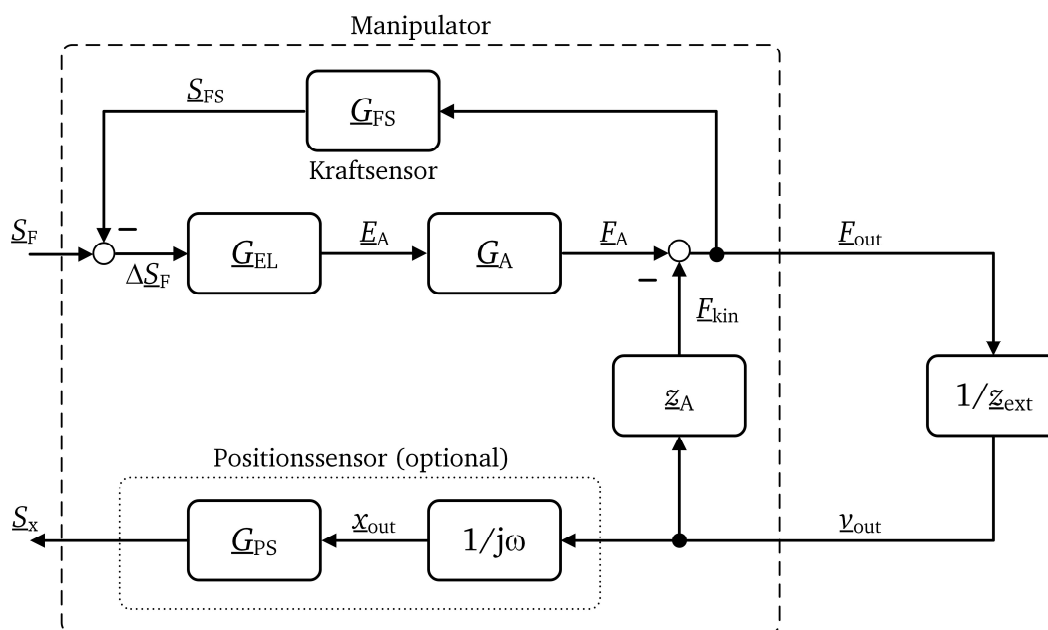


Abb. 3.10: Blockschaltbild eines impedanzgeregelter Manipulators im Frequenzbereich nach [41].

In [81] wird der impedanzgesteuerte Manipulator *Novint Falcon* mit einem Kraftsensor *Nano 17* von *ATI Industrial Automation* erweitert und so der impedanzgeregelter Betrieb ermöglicht (Abb. 3.11 links). Ein kommerziell erhältliches haptisches Interface mit Impedanzregelung ist der *Delta 6* von *Force Dimension* (Abb. 3.11 rechts). Wie beim *Falcon* wird die Kraft über eine Parallelkinematik übertragen. Zusätzlich zu den drei translatorischen Freiheitsgraden können aber auch Momente in den drei Raumachsen erzeugt werden. Die Maximalkraft beträgt 20 N, das Maximalmoment 150 mN [1].

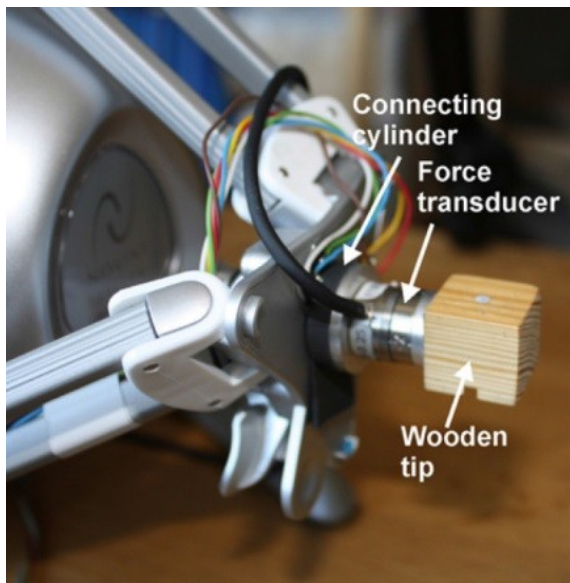


Abb. 3.11: Impedanzgeregelter haptische Manipulatoren als Bedieneinheiten.
 links: *Novint Falcon* erweitert um einen 6-DOF Kraftsensor [81]
 rechts: *Delta 6* von *Force Dimension* (6-DOF) [1]

Admittanzgesteuerte Manipulatoren

Im Gegensatz zu den Impedanzsystemen geben Admittanzsysteme keine Kräfte, sondern Positionen aus (Abb. 3.12). Das Eingangssignal enthält eine Positionsangabe \underline{s}_x und wird durch eine Elektronikeinheit \underline{G}_{E1} in eine Energie zur positionsproportionalen Ansteuerung eines Aktors gewandelt. Die erzeugte Auslenkung \underline{x}_{out} bewirkt bei Interaktion mit der Umgebung \underline{z}_{ext} eine Kraftreaktion, welche auf die Kinematik des Manipulators einwirkt und eine Auslenkung \underline{x}_{kin} in Folge der Kontaktkräfte erzeugt. Um diesen störenden Einfluss zu minimieren, empfiehlt es sich bei der Entwicklung eines Admittanzsystems eine möglichst hohe Steifigkeit und somit geringe Nachgiebigkeit des Manipulators anzustreben. Hauptanwendungsfelder admittanzgesteuerter Manipulatoren zur Interaktion mit Menschen sind taktile Displays [41]. Zur Darstellung der Brailleschrift, einer Blindenschrift, werden so genannte Brailledisplays verwendet, welche admittanzgesteuert betrieben werden (Abb. 3.13). Die Brailleschrift besteht aus acht Punkten in zwei Reihen und ermöglicht durch Abtasten mit den Fingern Blinden das Lesen. Im Gegensatz zu in Papier eingepressten Erhebungen ermöglicht ein Brailledisplay das Lesen von digitalisierten Textinhalten. Zur Aktuierung der einzelnen Pins werden unterschiedlichste Antriebsprinzipien genutzt, piezoelektrische, elektrodynamische, elektromagnetische, elektrostatische, pneumatische, hydraulische und thermische [41]. Neben den taktilen Displays werden auch hochübersetzte Manipulatoren den Admittanzsystemen zugeordnet [39].

der konstruktiven Ähnlichkeit des PUMA mit dem menschlichen Arm und der kommerziellen Verfügbarkeit wurde er in mehreren Studien als Manipulator zur Interaktion mit dem Nutzer, aber auch mit der Umwelt genutzt [16], [60], [61], [123], [134], [135].

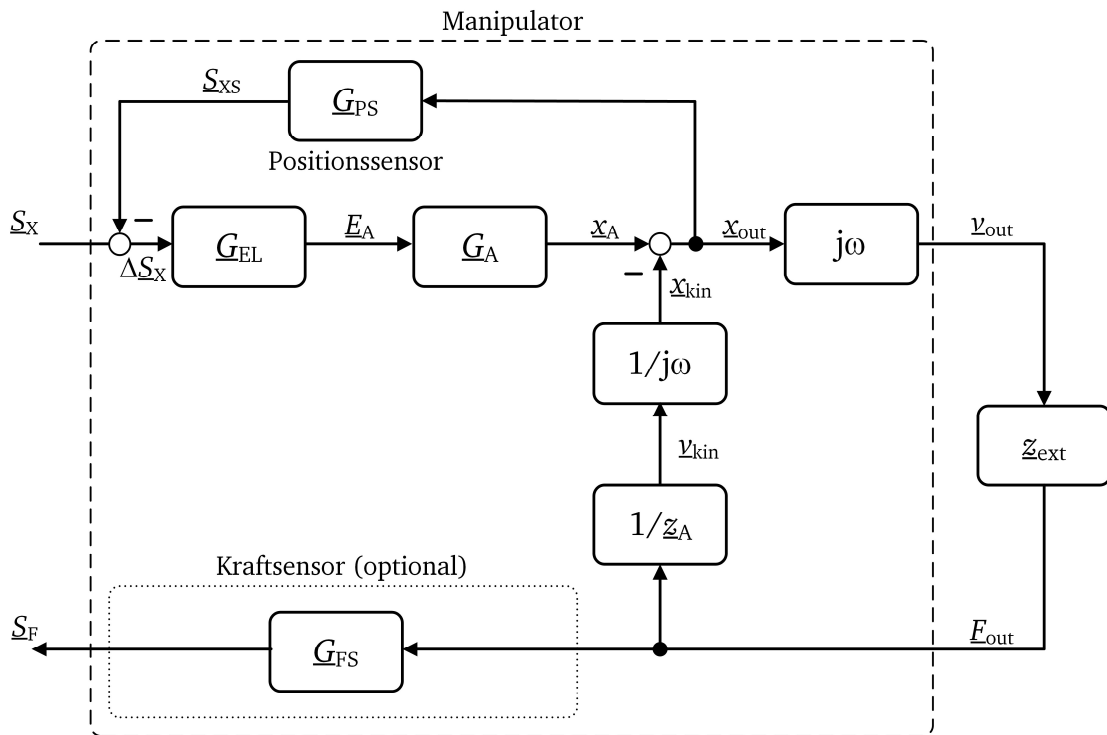


Abb. 3.14: Blockschaltbild eines admittanzgeregelten Manipulators im Frequenzbereich nach [41].

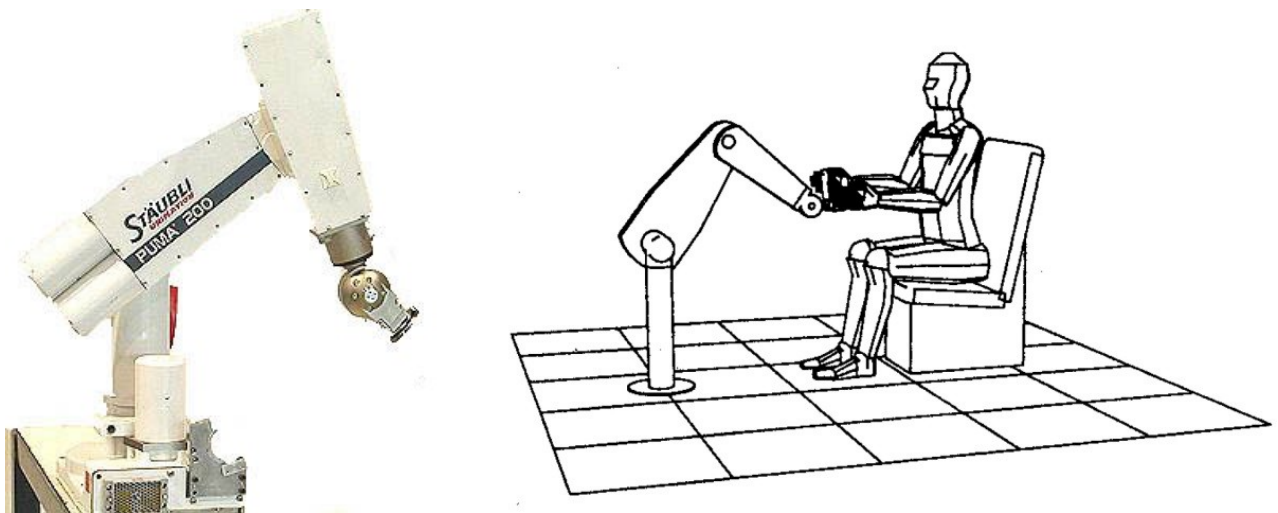


Abb. 3.15: Industrieroboter als admittanzgeregelte Manipulatoren.
links: Puma 200 der Firma Staubli [88]
rechts: Industrieroboter als haptische Bedieneinheit [134]

Fazit

Impedanzsysteme geben eine Kraft aus und messen die Position des Endeffektors. Sie zeichnen sich durch eine niedrige mechanische Impedanz aus und sind daher rücktreibbar. Sie lassen sich gut durch einen Nutzer bedienen und werden daher häufig in Force-Feedback-Systemen als Master-Einheit eingesetzt.

Admittanzsysteme geben eine Position aus und messen die Kraft am Endeffektor. Die mechanische Impedanz ist hoch. Sie lassen sich daher nicht ohne weiteres durch einen Nutzer bewegen. In einem Force-Feedback-System können sie als Slave-Einheit verwendet werden.

Durch Integration zusätzlicher Sensorik und mindestens eines weiteren Regelkreises lässt sich ein Manipulator vom Typ Impedanzsystem zu einem Admittanzsystem oder umgekehrt wandeln. Allerdings ist durch den zusätzlichen Regelkreis mit einer Abnahme der Dynamik und der Stabilität zu rechnen [39].

3.3 Haptische Transparenz als Entwurfskriterium

Für ein haptisches System ist die Signalqualität der haptischen Rückmeldung für einen realistischen Sinneseindruck essentiell. Die hierbei interessierenden Größen sind Positionen bzw. Geschwindigkeiten und Kräfte. Als Kenngröße für die Qualität eines haptischen Feedbacks hat sich die haptische Transparenz [84] etabliert. Mehrere Veröffentlichungen behandeln die Beschreibung von haptischen Telemanipulatoren und deren Beurteilung hinsichtlich der haptischen Transparenz [38], [39], [40], [57], [58], [89].

Interagiert ein Nutzer direkt mit einem Objekt, so wird der gefühlte Sinneseindruck allein durch die mechanische Impedanz der Umgebung bestimmt. Ist ein haptisches System zwischen den Nutzer und das zu manipulierende Objekt geschaltet, z.B. ein Telemanipulator, so findet die Interaktion mit der Umgebung nur noch indirekt über das System statt. Je transparenter nun das haptische System ist, desto geringer ist der Fehler zwischen der dargestellten mechanischen Impedanz des Systems und der tatsächlichen des manipulierten Objekts. Bei vollkommener Transparenz ist der Einfluss des haptischen Systems nicht spürbar. Die vom haptischen System dargestellte Impedanz entspricht der des abgetasteten Objekts.

Im folgenden Abschnitt wird die Modellbeschreibung von Telemanipulatoren mit Zweitoren erläutert. Anschließend werden die Bedingungen für die haptische Transparenz eines haptischen Systems anhand der eingeführten Modellbeschreibung erläutert und am Beispiel von Telemanipulatoren verdeutlicht.

3.3.1 Zweitordarstellung von Telemanipulatoren

Die Mehrzahl der haptischen Systeme sind Telemanipulatoren oder Systeme bei denen mit einer virtuellen Umgebung interagiert wird. In beiden Fällen interagiert der Nutzer mit einer Master-Einheit als Eingabegerät. Eine Slave-Einheit interagiert bei Telemanipulatoren als Manipulator mit realen Objekten. Bei der Interaktion mit einer virtuellen Realität wird das Verhalten der Slave-Einheit als auch der virtuellen Objekte simuliert.

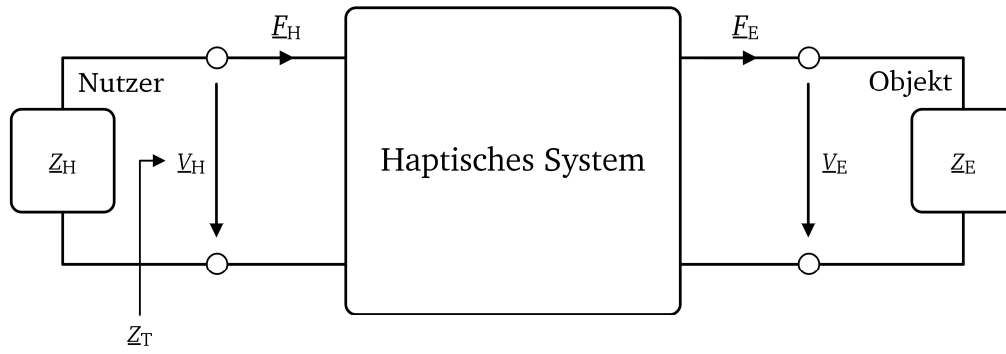


Abb. 3.16: Zweitordarstellung eines haptischen Systems.

Zur Beschreibung und zur Ableitung der Eigenschaften von Telemanipulatoren werden Zweitore verwendet [36], [84]. Zweitore sind Spezialfälle der allgemeinen Vierpole. Die Vierpoltheorie hat ihren Ursprung in der Theorie zu elektrischen Netzwerken. Aufgrund der Isomorphie von elektrischen und mechanischen Systemen [7] können die Methoden der Netzwerktheorie auf mechanische und damit auch haptische Systeme übertragen werden.

Abbildung 3.16 zeigt die Darstellung eines Telemanipulators als Zweitor. Das Zweitor bildet den haptischen Telemanipulator mit Master- und Slave-Einheit als auch deren gegenseitige Kopplung ab. Die mechanischen Impedanzen \underline{z}_H und \underline{z}_E von Nutzer und manipuliertem Objekt werden durch zwei Eintore dargestellt. In [45] und [17] wird gezeigt, dass der Nutzer und die Umgebung als passive Elemente mit konzentrierten Parametern modelliert werden können. Dies ist in der niedrigen Anregungsfrequenz begründet, die der Nutzer selbst aufbringen kann. Die maximale Bewegungsfrequenz, die der Nutzer erzeugen kann, beträgt lediglich 10 Hz. Die mechanische Impedanz \underline{z} ist frequenzabhängig und wird durch

$$\underline{z} = \frac{F}{v} \quad (3.1)$$

beschrieben. Die Kopplung des Nutzers mit der manipulierten Umgebung durch das haptische System lässt sich dann durch die Hybrid-Matrix des Telemanipulators abbilden. Es gilt:

$$\begin{bmatrix} F_H \\ v_E \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} h_{11} & h_{12} \\ h_{21} & h_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_H \\ -F_E \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

Die Eingangsgrößen des Systems sind die Geschwindigkeit an der Master-Einheit v_H und die Reaktionskraft F_E zwischen Slave-Einheit und manipulierter Umgebung. Ausgangsgrößen sind die in den Nutzer eingekoppelte Kraft F_H und die Geschwindigkeit v_E des Manipulators der Slave-Einheit. Die Reaktionskraft F_E wird im linearen Gleichungssystem mit einem negativen Vorzeichen versehen, da die Reaktionskraft an der Slave-Einheit der Nutzerkraft an der Bedieneinheit entgegenwirkt. Haptische Systeme mit einer Positionsvorgabe und Kraftausgabe an der Master-Einheit und einer Positionsausgabe und Kraftmessung an der Slave-Einheit werden in Abschnitt 3.2.2 als Impedanzsysteme, oder umgangssprachlich als *Force-Feedback-Systeme* bezeichnet. Aber auch die Begriffe *force-position-control-architecture* [39] oder *flow-forward-architecture* [36] werden zur Bezeichnung dieser Systeme genutzt.

Aus den Parametern der Hybridmatrix können die Eigenschaften des haptischen Systems abgeleitet werden. Die einzelnen Parameter der Hybridmatrix entsprechen

$$\begin{bmatrix} \underline{h}_{11} = \text{Eingangsimpedanz Master} & \underline{h}_{12} = \text{Kraftskalierung} \\ \underline{h}_{21} = \text{Geschwindigkeitsskalierung} & \underline{h}_{22} = \text{Ausgangsadmittanz Slave} \end{bmatrix}.$$

Die Eingangsimpedanz \underline{h}_{11} des Masters bildet die Kinematik der Master-Einheit ab. In der Regel sind hier Reibungs- und Masseeffekte dominierend. Der Parameter \underline{h}_{12} der Kraftskalierung bildet den Verstärkungsfaktor der haptischen Rückmeldung ab. Daneben gehen hier auch die dynamischen Eigenschaften des Kraftsensors an der Slave-Einheit, der verarbeitenden Elektronik und eventuell vorhandener Reglerstrukturen ein. Analog hierzu wird die Geschwindigkeitsskalierung durch den Parameter \underline{h}_{21} abgebildet. Die Ausgangsadmittanz \underline{h}_{22} der Slave-Einheit beschreibt analog zur Eingangsimpedanz des Masters die kinematischen Eigenschaften des Manipulators der Slave-Einheit.

3.3.2 Bedingung für haptische Transparenz

Wie bereits einleitend zu Abschnitt 3.3 erläutert, ist haptische Transparenz ein wichtiges Entwurfskriterium bei der Entwicklung eines haptischen Systems. Die Bedingungen für Transparenz werden nun in diesem Abschnitt anhand der soeben eingeführten Zweitordarstellung für haptische Systeme hergeleitet und erläutert.

Interagiert der Nutzer direkt mit der Umgebung, resultiert der gefühlte Krafteindruck allein aus den mechanischen Eigenschaften des manipulierten Objekts. Die Eigenschaften des abgetasteten werden durch die mechanische Impedanz

$$\underline{z}_E = \frac{\underline{F}_E}{\underline{v}_E} \quad (3.3)$$

beschrieben. Unter der Annahme, dass keine Skalierung von Kräften oder Wegen erfolgt, gelten die folgenden Bedingungen bei idealer Transparenz [57]:

$$\underline{F}_H = -\underline{F}_E \quad (3.4)$$

$$\underline{v}_H = \underline{v}_E \quad (3.5)$$

Für die mechanische Impedanz \underline{z}_T , die das haptische System zur Erreichung idealer haptischer Transparenz dem Nutzer darstellen muss, gilt dann:

$$\underline{z}_T = -\underline{z}_H = \underline{z}_E \quad (3.6)$$

Aus (3.02) erhält man für die Kraft \underline{F}_H des haptischen Feedbacks in der Zweitordarstellung:

$$\underline{F}_H = \underline{h}_{11}\underline{v}_H - \underline{h}_{12}\underline{F}_E \quad (3.7)$$

Für die Geschwindigkeit \underline{v}_E der Slave-Einheit gilt analog:

$$\underline{v}_E = \underline{h}_{21}\underline{v}_H - \underline{h}_{22}\underline{F}_E \quad (3.8)$$

Durch Umformen und Einsetzen von (3.7) und (3.8) in (3.6) ergibt sich für die vom haptischen System erzeugte mechanische Impedanz \underline{z}_T in Abhängigkeit der Parameter der Hybridmatrix

$$\underline{z}_T = \frac{-\underline{h}_{11}\underline{v}_H + \underline{h}_{12}\underline{F}_E}{\frac{\underline{v}_E - \underline{h}_{22}\underline{F}_E}{\underline{h}_{21}}} \quad (3.9)$$

Aus (3.9) können nun die Bedingungen für die einzelnen Parameter der Hybridmatrix abgeleitet werden, um ein haptisch transparentes System, wie in (3.6) definiert, zu erhalten. Für die Parameter müssen somit die Bedingungen

$$1. \underline{h}_{11} = 0$$

$$2. \underline{h}_{22} = 0$$

$$3. \underline{h}_{12}\underline{h}_{21} = 1$$

gelten. Für die Hybridmatrix des haptischen Systems ergibt sich somit die folgende Darstellung bei vollkommener haptischer Transparenz:

$$\begin{bmatrix} \underline{F}_H \\ \underline{v}_E \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \underline{v}_H \\ -\underline{F}_E \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

Fazit

Die Betrachtung der Zweitor-Darstellung zeigt anschaulich, welche Kriterien ein haptisches System erfüllen muss, um eine Interaktionsumgebung realitätsgetreu (also vollkommen transparent) abzubilden. Je nach Systemstruktur des haptischen Systems ergeben sich Parameter mit unterschiedlichem Übertragungsverhalten für die Hybridmatrix. Anhand einer Analyse dieser Parameter kann auf die erzielbare haptische Transparenz eines bestimmten haptischen Systems geschlossen werden. Des Weiteren kann eine Aussage darüber getroffen werden, ob eine bestimmte Systemstruktur prinzipbedingt ideal haptische Transparenz erreichen kann oder nicht. Bei einem realen haptischen System lässt sich jedoch aufgrund der vorhandenen mechanischen Impedanzen keine vollkommene haptische Transparenz erreichen. In einer Reihe von Publikationen wurden bereits Aussagen zu der haptischen Transparenz von Telemanipulatoren getroffen. Zur Beschreibung von Co-Manipulatoren wie dem zu entwickelnden haptischen Assistenzsystem sind bisher keine Publikationen bekannt. In Abschnitt 5.2 werden daher die in diesem Abschnitt vorgestellten Beschreibungsmethoden genutzt, um das Systemverhalten von impedanzgesteuerten und – geregelten Co-Manipulatoren zu beschreiben und eine Aussage über die erzielbare haptische Transparenz zu treffen.

4. Ermittlung der Anforderungen an das Assistenzsystem *HapCath*

Im folgenden Kapitel werden die Anforderungen an das haptische Assistenzsystem *HapCath* abgeleitet und überprüft. Hierbei werden die erwarteten Kontaktkräfte im Gefäßsystem, ergonomische Gegebenheiten im Behandlungsablauf und die mechanischen Eigenschaften von Führungsdrähten betrachtet.

4.1 Anforderungen aus dem Behandlungsablauf

Zur Ableitung der Anforderungen wurden Konsultationen im Herzkatheterlabor des städtischen Klinikums Darmstadt durchgeführt. Hierbei wurden mehrere diagnostische und interventionelle Eingriffe beobachtet. Darüber hinaus wurden Interviews mit Prof. Werner (Chefarzt Katheterlabor) und Dr. Jung (Oberarzt) des städtischen Klinikums Darmstadt durchgeführt. Aus den Beobachtungen und Interviews können die folgenden Anforderungen definiert werden:

- Der Arbeitsweg, den der Kardiologe ohne Versetzen des Torquers am Stück durchfährt, beträgt weniger als 5 cm. Der Arbeitsweg, der dem Kardiologen ermöglicht werden muss, wird daher auf $\pm 2,5$ cm festgesetzt.
- Die Navigation an Gefäßabzweigungen geschieht durch Rotation des Führungsdrahtes. Aufgrund der hohen Drehnachgiebigkeit des Drahtes (siehe auch Abs. 4.3) wird häufig der Draht kontinuierlich in eine Richtung gedreht bis die Drahtspitze in der gewünschten Position ausgerichtet ist. Die rotatorische Bewegungsrichtung muss daher unbegrenzt möglich sein.
- Bei einer einfachen Herzkatheterisierung ist ein System mit zusätzlicher haptischer Rückmeldung nicht notwendig. Erst bei komplizierten Gefäßverläufen soll eine haptische Rückmeldung die Navigation erleichtern. Daher muss das haptische System in einem solchen Bedarfsfall zügig und zuverlässig in den Behandlungsablauf eingebracht werden können. Eine Befestigung am Patiententisch oder direkt am Patienten ist nicht möglich. In Abschnitt 4.4 wird zudem begründet, dass eine Positionierung der haptischen Bedieneinheit vor dem Torquer in Richtung des Patientenzugangs sinnvoll ist. Es wird daher eine Fixierung der haptischen Bedieneinheit am hämostatischen Ventil am Patientenzugang angestrebt, um eine sichere Positionierung und Fixierung zu gewährleisten. Die bedingt auch eine Miniaturisierung der haptischen Bedieneinheit.
- Die Arbeitsabläufe während einer Herzkatheterisierung sollen beibehalten werden, um eine hohe Akzeptanz im medizinischen Umfeld zu erreichen. Dies ist bei der Integration in den Behandlungsablauf und der Nutzung des haptischen Assistenzsystems zu berücksichtigen. Daher muss das haptische Feedback direkt auf den Führungsdraht eingekoppelt werden.

4.2 Analyse der Wechselwirkungskräfte einer Herzkatheteruntersuchung

Die Kontaktkräfte, welche während einer Katheteruntersuchung der Herzkranzgefäße auftreten, werden von TANIMOTO [113], [114], [115], [116] und KERN [53] näher betrachtet. Während TANIMOTO die Kontaktkräfte bei der Interaktion mit einem Katheter betrachtet, liegt bei KERN der Fokus seiner Untersuchung auf die Interaktion mit einem Führungsdraht.

Die Gruppe um TANIMOTO hat ein Telemanipulationssystem für die intravaskuläre Navigation von Kathetern entwickelt. Im Rahmen dieses Forschungsprojektes wurde ein Mikrokraftsensor zur Integration in einen Katheter mit einem Durchmesser von 1,65 mm entwickelt. Dieser wurde dazu genutzt einen in vivo Versuch an einem Hund durchzuführen. Hierbei wurden die Kräfte bei Kontakt mit einem künstlich eingebrachten Aneurysma gemessen. Die an der Spitze des Katheters aufgetretenen Kräfte betrugen bis zu 120 mN (Abb. 4.1) [113].

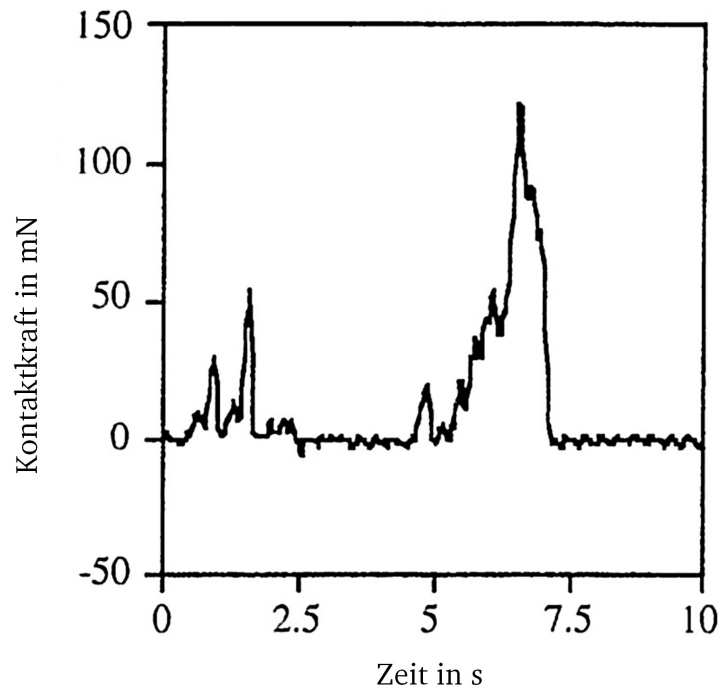


Abb. 4.1: In-vivo Kraftmessung mit einem Katheter [113].

In der Arbeit von KERN [53] werden die Kontaktkräfte zwischen der Spitze eines Führungsdrahtes und der Gefäßwand simuliert. Hierzu hat Kern ein numerisches Modell mit Hilfe elektromechanischer Netzwerke formuliert. Dieses Modell wird in anschließend zur numerischen Berechnung der Interaktionskräfte genutzt. Die Ergebnisse sind in Abbildung 4.2 dargestellt. Die Simulation ergibt Kraftspitzen bis zu 150 mN. KERN führt aus, dass die Interaktionskräfte durch die Nachgiebigkeit der Führungsdrahtspitze beeinflusst werden können. Daher empfiehlt er von Interaktionskräften an der Drahtspitze von bis zu 100 mN auszugehen.

Aufbauend auf der Arbeit von KERN entwickelt MEIß [73] einen Silizium-Mikro-Kraftsensor zur Integration an der Führungsdrahtspitze. Zur Ableitung der Anforderungen führt er eigene Messungen zur Bestimmung der Knicklast von Führungsdrähten an der Führungsdrahtspitze durch. Des Weiteren werden die Messergebnisse aus [3] hinzugezogen. Die Spanne der Ergebnisse reicht von 4 mN bis 130 mN. Aufgrund dieser Ergebnisse definiert MEIß einen Nennmessbereich von 100 mN an der Führungsdrahtspitze. Eine ausreichende Überlastfestigkeit von mindestens 300 mN wird vorgesehen.

Als Fazit dieser Ergebnisse wird von Kontaktkräften an der Drahtspitze bis maximal 100 mN ausgegangen. Der Kraftmessbereich an der Führungsdrahtspitze ergibt zusammen mit dem geforder-

ten Verstärkungsfaktor die notwendige Kraft, die das haptische Assistenzsystem als Kraftrückmeldung dem Arzt darbieten muss.

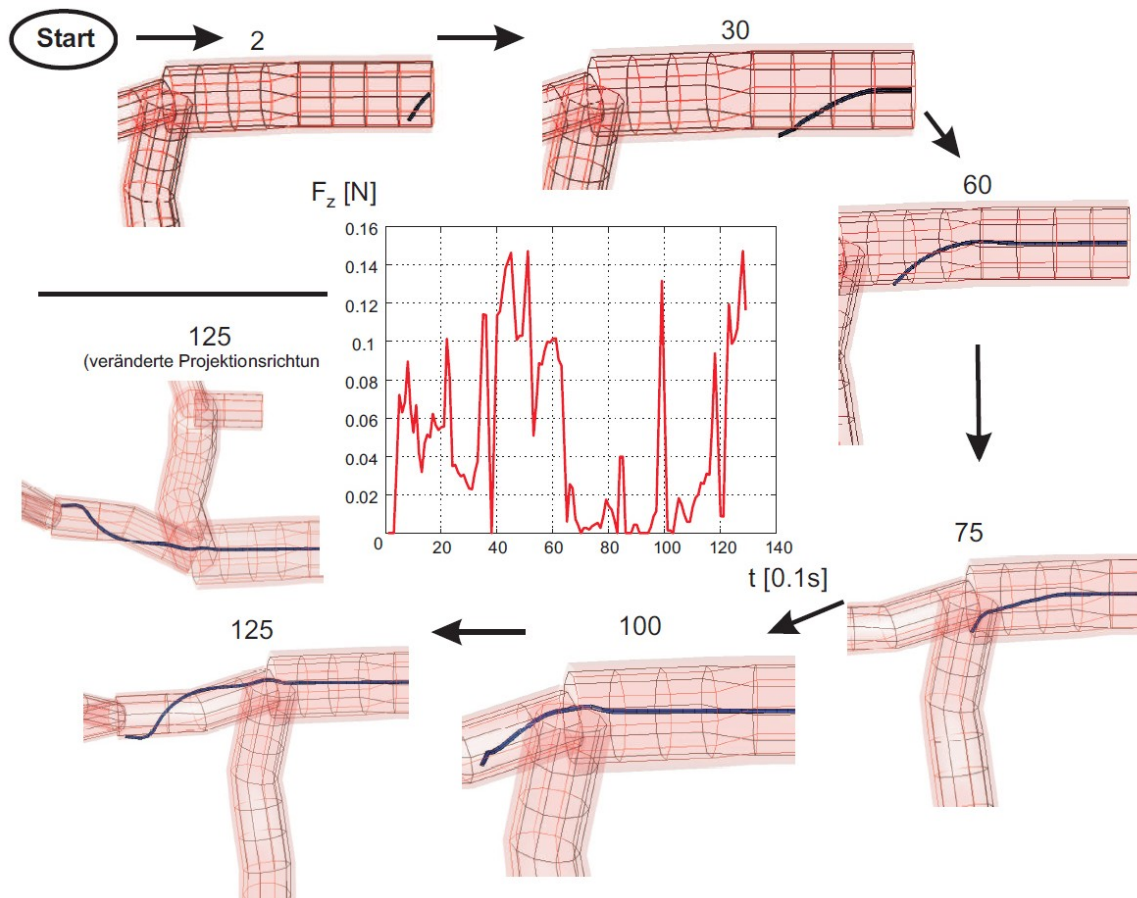


Abb. 4.2: Simulation eines typischen Kraftverlaufs in z-Richtung an der Führungsdrahtspitze [53].

In [115], [116], [117] werden zur Bestimmung des Verstärkungsfaktors In-vitro-Versuche durchgeführt. Hierzu werden unterschiedliche Regelalgorithmen getestet. Die Untersuchungen zeigen, dass sich für den Kraftverstärkungsfaktor ein Wert von zehn empfiehlt. In Kombination mit einer virtuellen viskosen Dämpfung am Master-Device ergeben sich so Kontaktkräfte an der Katheterspitze, die um den Faktor zwei geringer sind. Dies kann das Risiko einer Perforation der Gefäßwand oder das Ablösen instabiler Plaque reduzieren. In der Arbeit von SINDLINGER [108] wird aufgrund eines Interviews mit einem Kardiologen ebenfalls ein Verstärkungsfaktor von zehn empfohlen. Im Rahmen dieser Arbeit wird daher dieser Verstärkungsfaktor festgelegt. Es ergibt sich somit die Forderung, dass die haptische Bedieneinheit eine Kraft von mindestens 1 N erzeugen muss.

Das haptische Feedback muss auch statisch aufgebracht werden können. Für das taktile Fühlen sind aber im Besonderen die dynamischen Anteile des Kraftsignals relevant. Die Messungen von TANIMOTO und die Simulationen von KERN zeigen, dass bei Kontakt des Führungsdrahtes mit Gefäßwänden nicht mit Frequenzkomponenten größer als 30 Hz zu rechnen ist. Allerdings ist bei Kontakt mit künstlich eingebrachten Stoffen wie z.B. Stents aufgrund der niedrigeren Nachgiebigkeit mit höherfrequenten Anteilen zu rechnen. Des Weiteren kann eine höhere Dynamik die Beurteilung der Gefäßwandbeschaffenheit erleichtern. So kann eine taktile Beurteilung der Plaque im

Gefäß ermöglicht werden. Es wird daher eine obere Grenzfrequenz der haptischen Rückmeldung von 100 Hz definiert. Dies deckt sich mit den Empfehlungen von KERN [53]. Das taktile Empfinden des Menschen ist besonders ausgeprägt im Frequenzbereich 300 bis 400 Hz und reicht bis maximal 1 kHz [41]. Es ist daher wünschenswert Kraftsignale bis zu einer maximalen Frequenz von 1 kHz für zukünftige Forschungsfragestellungen darzustellen.

Das von TANIMOTO entworfene Telemanipulationssystem ermöglicht die Navigation des Katheters in zwei Freiheitsgraden. Dies ist zum einen der Vorschub des Katheters, also eine translatorische Bewegung des Drahtes in axialer Richtung. Zum anderen wird eine Rotation des Katheters um seine Achse ermöglicht. Das haptische Feedback wird jedoch nur in translatorischer Richtung erzeugt. Der rotatorische Freiheitsgrad weist keine haptische Krafrückmeldung auf. Die Ergebnisse von TANIMOTO zeigen, dass eine Krafrückmeldung in translatorischer Richtung zur Erhöhung der Sicherheit bei Katheterisierungen hinreichend ist [114], [115], [116], [117]. In [76], [118] wird das Slave-Device um eine extrakorporale Momentenmessung erweitert. Die Kraftmessung an der Katheterspitze bleibt jedoch auf einen Freiheitsgrad beschränkt. Der Nachweis, dass der zusätzliche rotatorische Freiheitsgrad eine signifikante Verbesserung des haptischen Feedbacks ermöglicht, wird nicht erbracht. KERN empfiehlt für das haptische Feedback des Assistenzsystems eine Krafrückmeldung mit einem translatorischen Freiheitsgrad. Der rotatorische Freiheitsgrad darf zur Navigation aber nicht blockiert werden. Für den Aufbau von Simulatoren empfiehlt er die Bereitstellung eines zusätzlichen rotatorischen Freiheitsgrades [53]. Für die haptische Bedieneinheit wird daher eine Krafrückmeldung in axialer Drahrichtung gefordert. Des Weiteren ist es wünschenswert, zusätzlich eine Krafrückmeldung in rotatorischer Richtung zu ermöglichen.

Fazit

- Die Ergebnisse vorangegangener Forschungsarbeiten belegen, dass mit Kontaktkräften an der Führungsdrahtspitze von bis zu 100 mN zu rechnen ist.
- In-vitro-Versuche zeigen, dass ein Kraftverstärkungsfaktor von zehn anzustreben ist. Somit ergibt sich für die zu erzeugende Kraft des haptischen Feedbacks die Forderung von 1 N.
- Der Arbeitsfrequenzbereich des haptischen Systems soll den Arbeitsfrequenzbereich DC bis mindestens 100 Hz umfassen. Eine höhere Dynamik bis maximal 1 kHz ist wünschenswert.
- Um die endovaskuläre Steuerung des Führungsdrahtes zu erleichtern, ist ein haptisches Feedback in axialer Drahrichtung notwendig.

4.3 Eigenschaften des Führungsdrahtes

Der Führungsdraht kann im Bereich der Krafteinkopplung näherungsweise als dünner Edelstahlstab mit einem Durchmesser von $360\text{ }\mu\text{m}$ betrachtet werden. Der Führungsdraht muss die durch das haptische Assistenzsystem eingekoppelte Kraft zu den Fingern des Kardiologen leiten. Es werden daher die mechanischen Eigenschaften von Führungsdrähten bei translatorischer und rotatorischer Belastung untersucht.

Verhalten bei translatorischer Belastung

Das haptische Assistenzsystem muss Kräfte bis zu einer maximalen Kraft von 1 N darstellen können. Es ist daher zu untersuchen, wie sich ein Führungsdraht unter solch einer Belastung mechanisch verhält. Je nach Belastungsrichtung treten im Führungsdraht Zug- und Druckkräfte auf.

Bei Zugbelastung wird die Maximalkraft durch die Streckgrenze des Drahtes bestimmt. Die Streckgrenze von Edelstahldrähten liegt im Bereich (200 bis 300) MPa. Somit ergibt sich mit einem Drahtdurchmesser von $360\ \mu\text{m}$ eine maximal zulässige Zugkraft von 20,3 bis 30,5 N. Dies zeigt, dass ein Führungsdraht geeignet ist Zugkräfte mit 1 N ohne eine plastische Verformung des Drahtes zu übertragen.

Unter Druckbelastung verhält sich der Führungsdraht wie ein EULERSCHER-Knickstab. Bei Erreichen einer kritischen Kraft F_K knickt der Führungsdraht und kann daher keine größeren Kräfte als die maximale Knicklast übertragen. Die kritische Knicklast kann mit den EULER-Fällen zur elastischen Knickbildung untersucht werden. Die EULERSCHKE-Knicklast berechnet sich nach der Formel

$$F_K = \frac{\pi^2 EI}{l_K^2} \quad (4.1)$$

Die Anordnung der Krafteinkopplung entspricht dem EULERSCHEN-Knickfall wie in Abbildung 4.3 dargestellt. Die freie Knicklänge beträgt in diesem Fall $l_K = l/0,7$. Mit dem definierten Arbeitsweg von $\pm 25\ \text{mm}$ ergibt sich ein maximaler Abstand zwischen Einkoppelpunkt der Kraft und der Hand des Kardiologen von 50 mm. Für die EULERSCHKE-Knicklast ergibt sich somit ein theoretischer Wert von 1,39 N. Die Abschätzung zeigt, dass der Führungsdraht im definierten Arbeitsraum mit einer Druckbelastung von 1 N beaufschlagt werden kann, ohne dass ein Knicken des Drahtes auftritt.

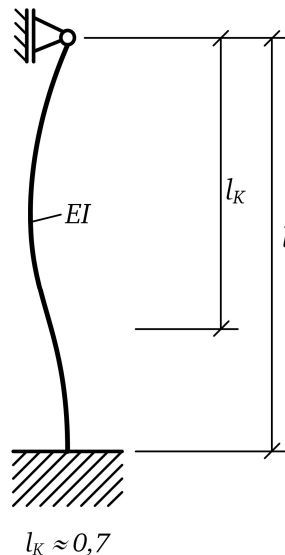


Abb. 4.3: Eulerscher Knickfall mit fester Einspannung und gelenkiger Parallelverschiebung.

Um eine abschließende Beurteilung vornehmen zu können, werden Versuche zur Messung der kritischen Knicklast von Führungsdrähten durchgeführt [27], [147]. Die Ergebnisse bestätigen die Ergebnisse der analytischen Abschätzung. So sind die untersuchten Führungsdrähte geeignet eine Druckkraft von mindestens einem 1 N über eine Drahtlänge von 50 mm zu leiten (Abb. 4.4).

Die elastische Längenänderung des Drahtes kann durch Berechnung der Federkonstante abgeschätzt werden. Für die transversale Federkonstante gilt

$$c = \frac{EA}{l} = \frac{1}{n_T} \quad (4.2)$$

Mit der Formel für die Längenänderung des Führungsdrahtes

$$\Delta l = \frac{F}{c} \quad (4.3)$$

ergibt sich somit eine Stauchung bzw. Dehnung des Drahtes von $2,3 \mu\text{m}$ bei einer Kraft von 1 N und einem Abstand von 50 mm . Die Stauchung ist so gering, dass der Draht unter translatorischer Belastung als idealer Stab betrachtet werden kann.

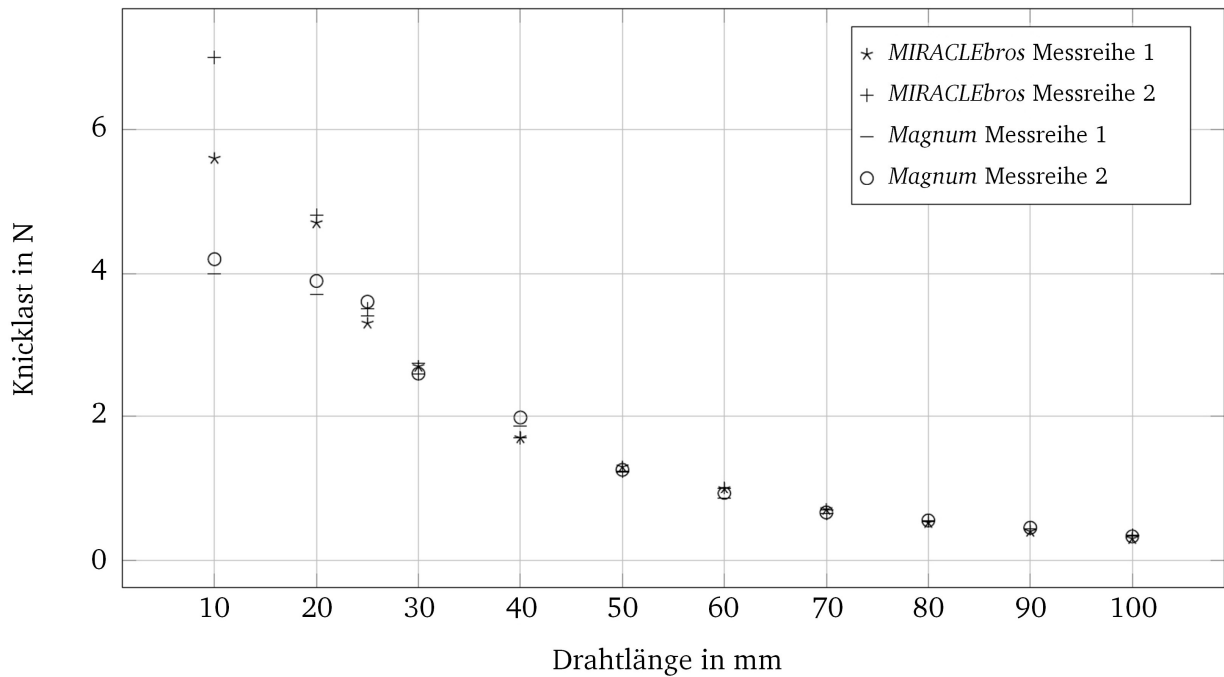


Abb. 4.4:Knickversuch mit den Führungsdrähten *MIRACLEbros* und *Magnum* und jeweils zwei Messreihen [147].

Verhalten bei rotatorischer Belastung

Im Forschungsantrag zum DFG-Transferprojekt *HapCath* wurde der Wunsch formuliert neben dem translatorischen zusätzlich einen rotatorischen Freiheitsgrad bereitzustellen. Das geforderte Drehmoment wird mit 100 mN angegeben. In Versuchen wird die Drehnachgiebigkeit n_r eines Führungsdrahtes mit dem Durchmesser von $360 \mu\text{m}$ aus der Periodendauer eines Drehschwingversuches ermittelt [147]. Die freie Drehschwingung eines Rotationspendels wird durch

$$\sum M = -\Theta\ddot{\varphi} - \frac{1}{n_r}\varphi = 0 \quad (4.4)$$

beschrieben. Somit ergeben sich für die Drehkreisfrequenz ω_0 und die Drehnachgiebigkeit n_r des Rotationspendels

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{1}{\Theta n_r}} \quad (4.5)$$

$$n_r = \frac{1}{\Theta \omega_0^2} \quad (4.6)$$

Zur Ermittlung der Drehnachgiebigkeit wird die Zeitdauer für 10 Drehschwingungen bei unterschiedlichen Längen des Führungsdrahtes messtechnisch erfasst. Für jede Führungsdrahtlänge werden 3 Messungen durchgeführt und die Ergebnisse gemittelt. Untersucht werden mehrere Führungsdrähte, die nahezu die gleichen Messergebnisse liefern. Die Messzeitabweichungen betragen im Mittel lediglich 1 s bei Messdauern größer 1 min. In Abbildung 4.5 werden die Messergebnisse für die Führungsdrähte *Magnum 14* von *Boston Scientific* und *MIRACLEbros* von *Asahi* dargestellt. Die Ergebnisse zeigen ähnliche Werte für die Nachgiebigkeiten der beiden verglichenen Führungsdrähte. Der lineare Zusammenhang zwischen der Drehnachgiebigkeit pro Längeneinheit (normiert auf 1 m) und der Länge des Drahtes kann in den Messungen nachgewiesen werden.

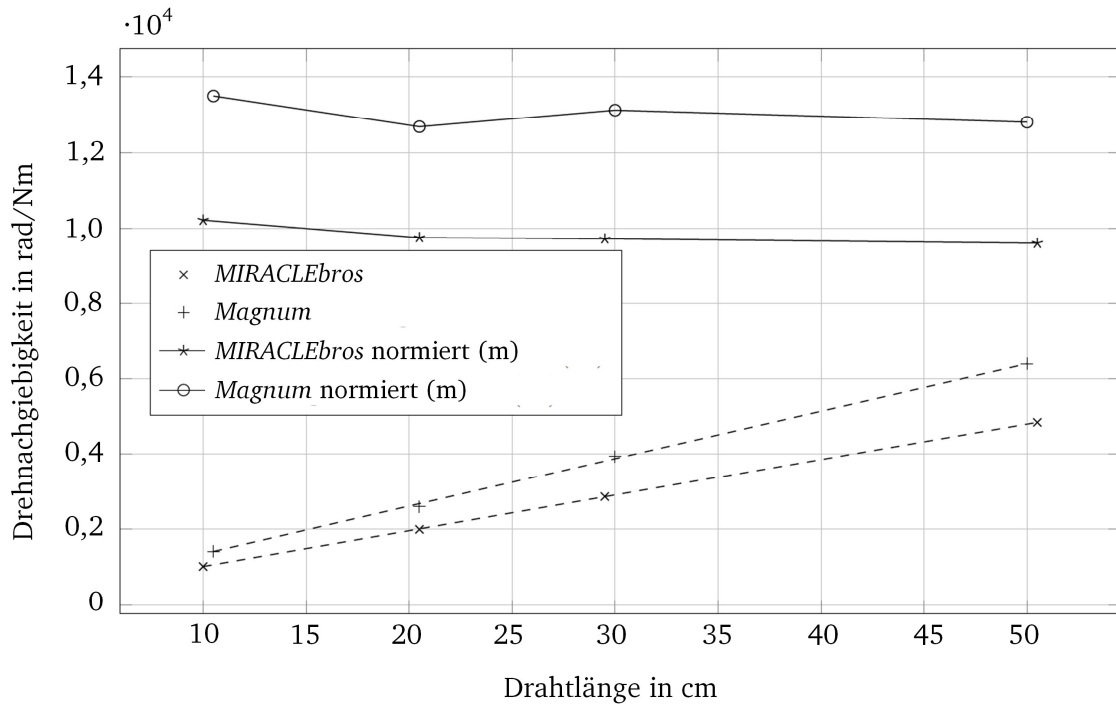


Abb. 4.5: Gemessene Drehnachgiebigkeit der Führungsdrähte *MIRACLEbros* und *Magnum* [147].

Bei der Annahme einer Drehnachgiebigkeit je Längeneinheit von 10^4 rad/Nm/m müsste der Führungsdraht 10,2 Umdrehungen um die eigene Achse vollführen, um das gewünschte Drehmoment von 100 mN über eine Länge von 50 mm (vgl. Abs. 4.1) zu übertragen. Durch die Rotation des Drahtes würde allerdings auch die Führungsdrahtspitze diese Bewegung nachvollziehen. Die Drahtspitze würde von der Gefäßwand weggedreht, wodurch die Kontaktkräfte an der Spitze bis zum vollständigen Kontaktverlust reduziert würden. Dies könnte zu einem instabilen Verhalten des haptischen Assistenzsystems und in Folge zu einem Prellen der Führungsdrahtspitze führen. Ein Drehmoment von lediglich 1 mN führt bereits zu einer Rotation der Drahtspitze um mehr als 1° . Die Betrachtung zeigt, dass das gewünschte Drehmoment von 100 mN nicht erreicht werden

kann. Zudem stellt die Gefahr eines instabilen Verhaltens in Folge der hohen Drehnachgiebigkeit des Führungsdrahtes ein enormes Risiko für den Patienten dar. Die Bereitstellung eines rotatorischen Freiheitsgrades für das haptische Assistenzsystem wird daher in dieser Arbeit nicht weiter verfolgt. Für die Nutzung in einem Simulator ist die zusätzliche Bereitstellung eines rotatorischen Freiheitsgrades möglich. Entwürfe für haptische Bedieneinheiten mit translatorischem und rotatorischen Freiheitsgrad sind in [145] und [147] entstanden.

Fazit

Die Untersuchungen zu den mechanischen Eigenschaften von Führungsdrähten zeigen, dass Führungsdrähte geeignet sind eine Kraft von 1 N über eine Länge von 50 mm zu leiten. Der Führungsdraht kann sowohl auf Druck als auch Zug belastet werden. Das Verhalten kann näherungsweise als ideal angenommen werden. Drehmomente können aufgrund der hohen Drehnachgiebigkeit nicht ohne erhebliche Verformungen übertragen werden. Die hohe Drehnachgiebigkeit kann zudem zu einem Prellen der Führungsdrahtspitze führen und stellt ein großes Risiko für den Patienten dar. Angesichts dieser Gründe wird die Bereitstellung eines rotatorischen Freiheitsgrades für das Assistenzsystem nicht umgesetzt. Für das haptische Assistenzsystem wird daher ausschließlich ein translatorischer Freiheitsgrad für die haptische Krafrückmeldung festgelegt.

4.4 Einleitungsstelle der haptischen Krafrückmeldung

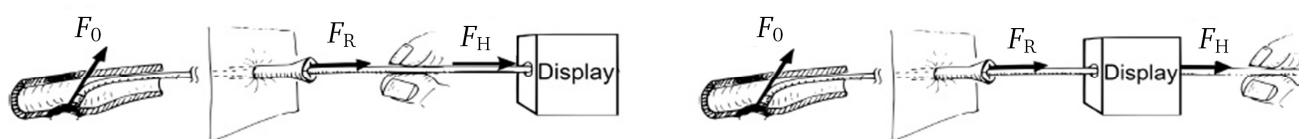


Abb. 4.6: Positionierung der haptischen Bedieneinheit.

links: Position der haptischen Bedieneinheit hinter dem Angriffspunkt des Kardiologyen.

rechts: Position der haptischen Bedieneinheit vor dem Angriffspunkt des Kardiologyen.

Es können zwei grundsätzlich verschiedene Varianten zur Einleitungsstelle der haptischen Krafrückmeldung unterschieden werden (Abb. 4.6). Einerseits ist eine Positionierung der haptischen Bedieneinheit vor dem Kraftangriffspunkt des Kardiologyen (Handstück des Nutzers, Torquer) in Richtung des hämostatischen Ventils, also des Zugangs zum Patienten, denkbar. Hierbei wird das haptische Feedback durch eine Druckbelastung auf den Führungsdraht auf den Kardiologyen übertragen. Andererseits ist eine Krafteinkopplung hinter dem Kraftangriffspunkt des Kardiologyen möglich. Die Kraft wird in diesem Fall durch eine Zugbelastung des Drahtes auf den Kardiologyen übertragen. Durch ein „ziehendes“ haptisches Interface lassen sich prinzipiell größere Kräfte als bei einem „drückenden“ Interface erzeugen, da im letzteren Fall das Knicken des Drahtes die maximal übertragbare Kraft limitiert (vgl. Abs. 4.3). Allerdings ist ein ziehendes Display auch mit signifikanten Nachteilen behaftet. Durch die Zugbelastung, welche auf den Führungsdraht wirkt, wird das Handstück in eine Richtung zwischen dem Zugang des Patienten und der haptischen Bedieneinheit ähnlich einer gespannten Gitarrensaite gezogen. Hierdurch ist das freie Führen des Handstücks im Raum unterbunden. Manipuliert nun der Kardiologe über das Handstück, wird er zusätzlich zum gewünschten haptischen Feedback eine Kraft spüren, die das Handstück hin zur Geraden zwischen Display und Zugang zieht. Die Variante einer ziehenden Bedieneinheit wird in [108] bevorzugt, während in [129] eine drückende Krafrückmeldung empfohlen wird. Die Knick-

versuche in Abschnitt 4.3 zeigen, dass die drückende Bedieneinheit prinzipiell ebenso wie die ziehende zur Darstellung eines haptischen Feedbacks von maximal 1 N geeignet ist. Die maximale Distanz zwischen haptischer Bedieneinheit und Handstück darf hierbei je nach Steifigkeit des Drahtes maximal (50 bis 60) mm betragen.

Die Betrachtung zeigt, dass prinzipiell sowohl eine ziehende als auch drückende haptische Bedieneinheit denkbar ist. Eine ziehende Bedieneinheit ermöglicht das Einkoppeln größerer Kräfte, da hier nicht die maximale Knicklast des Führungsdrahtes berücksichtigt werden muss. Allerdings werden hierdurch der Bewegungsraum des Kardiologen und auch die Qualität des haptischen Feedbacks durch parasitäre Kraftkomponenten eingeschränkt. Eine vorgelagerte drückende Bedieneinheit ermöglicht im Gegensatz hierzu eine intuitive Bedienung des haptischen Assistenzsystems. Bewegungsabläufe und die Griffstellung des Kardiologen können beibehalten werden. Zudem werden keine zusätzlichen, den haptischen Eindruck verfälschenden, Kraftkomponenten erzeugt.

Aus vorgenannten Gründen wird daher eine Positionierung der haptischen Bedieneinheit vor dem Kraftangriffspunkt des Kardiologen am hämostatischen Ventil angestrebt. Standardisierte Führungsdrähte weisen hierfür eine ausreichend hohe axiale Knicklastfestigkeit auf, um bei Nennlast von 1 N und einem definierten Maximalabstand von 50 mm nicht zu knicken. Bei der Weiterentwicklung des Führungsdrahtes mit integrierter Kraftsensorik ist auf die Beibehaltung einer ausreichend hohen Steifigkeit im Bereich der Krafteinkopplung zu achten.

4.5 Zusammenstellung der Anforderungen

Die Ableitung der Anforderungen an das haptische Assistenzsystem resultiert aus der haptischen Wahrnehmung des Menschen, den anwendungsspezifischen typischen Gegebenheiten bei einer endovaskulären Intervention und den Randbedingungen, welche durch die mechanischen Eigenschaften des Führungsdrahtes bestimmt werden. In der folgenden Tabelle 4.1 werden die wichtigsten Anforderungen an das haptische Assistenzsystem *HapCath* abschließend zusammengefasst.

Tabelle 4.1: Übersicht der wichtigsten Anforderungen an das haptische Assistenzsystem.

Forderung/ Wunsch	Bezeichnung	Wert	Randbedingungen/Quelle
F	Kraftkopplung	auf den Führungsdraht	Beibehaltung der gewohnten Arbeitsabläufe
F	Anzahl Freiheitsgrade	1	Translatorische Krafterückmeldung für das Assistenzsystem [53], [113], [114], [115], [116]
F	Maximalkraft an der Spitze des Führungsdrahtes	100 mN	[53], [73], [113]
F	Maximalkraft des haptischen Feedbacks	1 N	Verstärkungsfaktor: 10 [108], [114], [115], [116]
F	Minimaler translatorischer Arbeitsweg	$\pm 2,5$ cm	Besuch im Katheterlabor und Interview
F	Minimaler rotatorischer Arbeitsweg	unbegrenzt	Besuch im Katheterlabor und Interview
F	Arbeitsfrequenzbereich des haptischen Assistenzsystems	$DC \leq f \leq 100$ Hz	Erwartete Frequenzanteile [53], [113],
W	Arbeitsfrequenzbereich des haptischen Assistenzsystems	$DC \leq f \leq 1$ kHz	Grenze der haptischen Wahrnehmung
F	Mechanische Fixierung der haptischen Bedieneinheit	am hämostatischen Ventil	Befestigung am Patient oder Behandlungstisch nicht möglich

5. Konzeption des haptischen Assistenzsystems für Herzkatheteruntersuchungen

Das folgende Kapitel dient der Konzeption des haptischen Assistenzsystems. Nach einer Betrachtung des Stands der Technik zu haptischen Systemen für Herzkatheterisierungen werden die Eigenschaften von haptischen Co-Manipulatoren beschrieben und eine Abschätzung über die resultierende haptische Transparenz gegeben. Abschließend wird das Gesamtkonzept für das haptische Assistenzsystem festgelegt.

5.1 Stand der Technik haptischer Systeme für Herzkatheterisierungen

Bestehende haptische Systeme für endovaskuläre Katheteruntersuchungen können in Telemanipulatoren und Trainingssysteme unterteilt werden. Die folgenden Abschnitte geben einen Überblick zu den betrachteten Systemen und deren Eigenschaften. Abschließend werden die hieraus gezogenen Erkenntnisse mit Bezug auf diese Arbeit eingeordnet.

5.1.1 Telemanipulationssysteme

Telemanipulatoren ermöglichen die räumlich getrennte Interaktion des Kardiologen mit dem Patienten. Die existierenden Telemanipulatoren für endovaskuläre Interventionen werden im Folgenden vorgestellt und deren Eigenschaften erläutert.

Niobe Magnetic Navigation System (NMNS) - Stereotaxis

Das *Niobe Magnetic Navigation System* von *Stereotaxis* ermöglicht die Navigation eines Führungsdrahtes oder Katheters mittels extern aufgebrachter Magnetfelder. Das System entspricht dem klassischen Aufbau eines Telemanipulators. Die Spitze eines Führungsdrahtes oder Katheters wird



Abb. 5.1: *Axiom Artis dbC Magnetic Navigation System* von *Siemens* für Herzkatheteruntersuchungen [108].

Die Spitze des Führungsdrahtes wird mit extrakorporal aufgebrachten Magnetfeldern aktuiert.

mit ferromagnetischem Material beschichtet. Durch extrakorporal aufgebraachte magnetische Felder kann die magnetische Spitze intravaskulär im Raum ausgerichtet werden [95], [96]. Die Magnetfelder werden durch zwei Permanentmagnete mit einer Feldstärke von 0,1 T erzeugt. Durch Aktoren werden die Magnete so ausgerichtet, dass sich die gewünschte Krümmung der Werkzeugspitze einstellt [91]. Der Vorschub des tubusförmigen Werkzeugs wird durch einen elektrodynamischen Antrieb realisiert. Eine rotatorische Bewegung ist nicht möglich und aufgrund der frei ausrichtbaren Spitze auch nicht notwendig. Der Kardiologe sitzt vor der Röntgenstrahlung geschützt in einem separaten Raum. Die Bedienung erfolgt über einen Joystick. Eine haptische Rückmeldung ist nicht implementiert. Anwendung findet dieses System auch im *Axiom Artis dbC Magnetic Navigation System* von *Siemens* [108] (Abb. 5.1). In [23] wird gezeigt, dass das System zur Navigation und zur Durchführung einer Ballondilatation geeignet ist. Vorteile dieses Systems sind eine reduzierte Strahlenbelastung für den Kardiologen und eine reduzierte Kontrastmittelgabe für den Patienten [54]. Eine Reduzierung der Behandlungsdauer konnte jedoch nicht nachgewiesen werden. Darüber hinaus ist durch den vollständig geänderten Behandlungsablauf mit einem notwendigen Lernprozess des Behandlers zu rechnen. Aufgrund der Größe des Systems ist zudem mit größerem Platzbedarf des Herzkatheterlabors und einem hohen Investitionsbedarf zu rechnen.

Sensei X2 Robotic Catheter System – Hansen Medical

Hansen Medical vertreibt kommerziell das Telemanipulationssystem *Sensei X2 Robotic Catheter System* zur Navigation von Kathetern in Herzkranzgefäßen (Abb. 5.2). Anders als bei dem System von *Stereotaxis* wird hier die Krümmung der Katheterspitze nicht durch ein Magnetfeld, sondern durch integrierte Seilzüge erzeugt [27]. Das System verfügt über zwei unabhängig voneinander aktuiertbare Katheter, die koaxial ineinander geschoben werden. Sowohl die Aktuierung der Seilzüge als auch das Verfahren der Katheter erfolgt durch eine Slave-Einheit, welche den inneren und äußeren Katheter ansteuern kann. Die Bedienung des Systems erfolgt über eine Master-Einheit mit einem Joystick. Als Joystick wird der Manipulator *Omega 3* von *Force Dimension* eingesetzt [26]. In [51] wird gezeigt, dass bei Nutzung des Telemanipulators die Strahlendosis reduziert werden kann. Zusätzlich verfügt das System auch über eine haptische Rückmeldung der Interaktionskräfte. Allerdings werden die Kräfte extrakorporal in der Slave-Einheit gemessen [37]. Dies hat den



Abb. 5.2: *Sensei X2 Robotic Catheter System* von *Hansen Medical* zur Telemanipulation von Kathetern [37].

Links: Extrakorporaler Vorschub der Katheter und seilzugbasierte Aktuierung der Katheterspitzen. Rechts: Manipulator Omega 3 von Force Dimensions als Bedienelement.

Nachteil, dass nur ein Mischsignal aus Kontaktkräften an der Katheterspitze innerhalb des vaskulären Systems und den Reibkräften im Gefäßsystem erfasst wird. Das axiale Drehmoment des Katheters wird nicht erfasst.

CorPath 200 - Corindus

Das System *CorPath 200* von *Corindus* in Abbildung 5.3 wurde für koronare und endovaskuläre Interventionen entwickelt [31], [52], [110], [14]. An einem Arm, der am Patiententisch angebracht wird, ist die Slave-Einheit befestigt. Die Aktorik erlaubt translatorische als auch rotatorische Bewegungen von Führungsdrähten oder Kathetern. Nähere Angaben zur Funktionsweise der Slave-Einheit können den Publikationen nicht entnommen werden. Im Gegensatz zu den beiden zuvor genannten Systemen können mit dem System von *Corindus* konventionelle Führungsdrähte und Katheter navigiert werden. Die Werkzeugspitze wird nicht aktuiert und eine Änderung des Krümmungsradius an der Spitze kann nur extrakorporal händisch wie bei einer konventionellen Herzkatheteruntersuchung vorgenommen werden. Dies bedeutet auch, dass ein häufiger Werkzeugwechsel notwendig werden kann. Die Bedienkonsole ist auf einem mobilen Tisch mit Strahlenschutz aufgebaut. Bedienkonsole und Kardiologe befinden sich während des Eingriffs im Herzkatheterlabor. Bei Benutzung des Systems kann so die Strahlendosis für den Kardiologen um 95 % gesenkt werden [128]. Die Rückmeldung, die der Kardiologe erhält ist rein optisch. Ein zusätzliches haptisches Feedback wird nicht bereitgestellt.



Abb. 5.3: *CorPath 200* von *Corindus* zur Navigation von konventionellen Führungsdrähten und Kathetern [18].

Catheter operating robot system - CORS

In [34] wird ein Telemanipulator für die endovaskuläre Neurochirurgie vorgestellt. Die Systemstruktur entspricht der klassischen Master-Slave-Architektur. Die Slave-Einheit kann sowohl translatorische als auch rotatorische Bewegungen erzeugen. Die Ankopplung erfolgt über zwei gegenüberliegende Reibräder. Als Mastereinheit wird der Force-Feedback-Controller *PHANTOM Omni* von *Sensable* verwendet (Abb. 5.4). Zur Messung der Interaktionskräfte wird ein Kraftsensor aus druckempfindlichem Gummi verwendet. Der Sensor mit den Dimensionen $1 \times 1 \times 0,5 \text{ mm}^3$ wird seitlich an dem Katheter angebracht und soll die Reibkräfte im Gefäßsystem erfassen. Es wird nicht dargelegt, warum nur die Reibkräfte haptisch dargestellt werden, nicht aber die Interaktionskräfte an der Spitze des Katheters. Ein ähnliches System wird von [127] präsentiert. Als Sensorelement wird hier an der Katheterspitze eine piezoelektrische Folie angebracht. Die Interaktions-

kräfte werden mit einem *Novint Falcon* dargestellt, der zugleich auch als Eingabegerät dient. In einem in-vitro-Versuch zeigt sich, dass die Behandlungszeit mit dem Telemanipulator mehr Zeit beansprucht als bei manueller Navigation. Dies wird mit dem notwendigen Lernbedarf des Nutzers begründet.

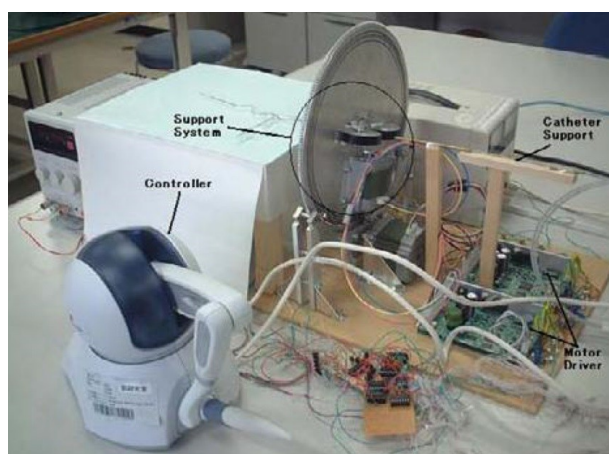


Abb. 5.4: Telemanipulator *Catheter operating robot system (CORS)* für die Neurochirurgie mit translatorischer und rotatorischer Aktuierung und haptischer Darstellung der Reibkräfte [34].

5.1.2 Trainingssysteme

Zur Verbesserung der Fingerfertigkeit des Arztes und zur Verinnerlichung der Abläufe einer Herzkatheterisierung oder anderer endovaskulärer Eingriffe werden Trainingssysteme eingesetzt. Die computergestützten Systeme stellen ein virtuelles Gefäßsystem zur Verfügung, innerhalb dessen navigiert wird. Teilweise wird dies auch mit Patienten-Puppen kombiniert, um eine möglichst realistische Umgebung zu schaffen. Auch die Gabe von Kontrastmittel und die Röntgenaufnahmen können simuliert werden. Im Folgenden werden haptische Simulatoren bzw. Trainingssysteme und deren Funktionsweise vorgestellt. Der Fokus der Betrachtung liegt auf den haptischen Eigenschaften der Systeme. Die Simulationstechnologie und die virtuelle Umgebung werden nicht in die Betrachtung einbezogen.

CathI – Catheter Instruction System

Das *Catheter Instruction System* wurde an der Universität Mannheim entwickelt. Das System ermöglicht die Simulation eines interventionellen Eingriffs in den Herzkranzgefäßen. Eine Patientenattrappe ist auf einem Tisch positioniert. Über einen Zugang können Führungsdrähte und Katheter eingeführt werden. Die Monitore und die Bedienelemente orientieren sich an den Gegebenheiten in einem Katheterlabor (Abb. 5.5). Simulierte Röntgenbilder stellen den Verlauf von bis zu 10 unterschiedlichen Gefäßsystemen dar. Eine optische Wegmessung detektiert die Bewegungen, die mit einem Führungsdraht oder Katheter vollführt werden [86]. Ein haptisches Feedback wird allerdings nicht bereitgestellt. Die Rückmeldung erfolgt rein visuell.

Catheter Simulation Device - Bertec Corporation

Das Unternehmen *Bertec Corporation* hat eine haptische Bedieneinheit für die Simulation von Katheterisierungen entwickelt [97]. Das System ist für das Einführen von Kathetern und anderen tubenförmigen Objekten geeignet. Durch einen punktförmigen Kontakt mit einer Kugel werden die



Abb. 5.5: Trainingssystem *Catheter Instruction System (CathI)* mit virtueller Umgebung und visuellem Feedback, aber keine haptische Rückmeldung [15].

translatorische und rotatorische Bewegung des Katheters auf zwei Walzen übertragen. An den Walzen angebrachte Inkrementalgeber erfassen die Bewegung des Katheters. Das Messprinzip entspricht prinzipiell dem einer elektromechanischen Computermouse. Durch einen Klemmmechanismus und ein Federelement, das über eine Scheibe und ein elektrodynamischen Aktor angesteuert wird, kann eine Bremswirkung auf den Katheter aufgebracht werden (Abb. 5.6). Die Stärke des haptischen Feedbacks wird über strukturintegrierte Dehnungsmesstreifen in Vollbrückenordnung gemessen und geregelt. Die Erzeugung eines haptischen Feedbacks durch Erhöhen der Reibung ermöglicht einen einfachen Aufbau der haptischen Bedieneinheit. Allerdings kann ein haptisches Signal nur bei aktiver Bewegung des Katheters durch den Nutzer erzeugt werden. Darüber hinaus ist eine unabhängige Regelung des translatorischen und rotatorischen Feedbacks nicht möglich.

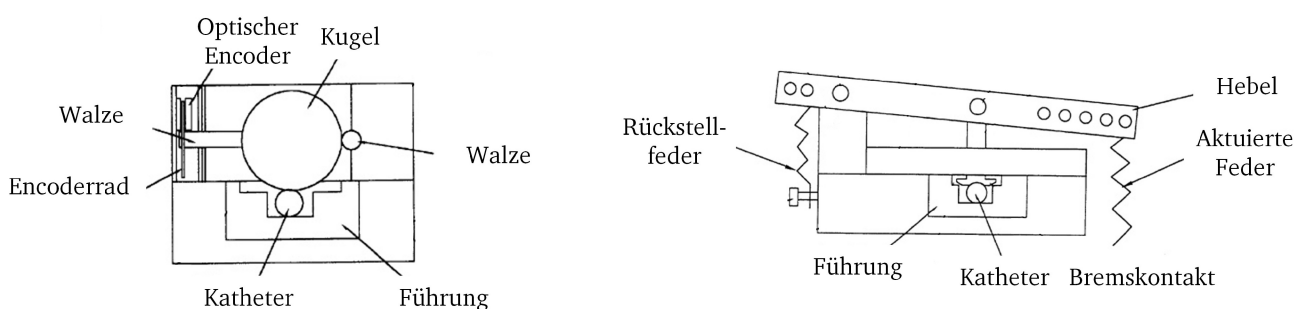


Abb. 5.6: Prinzipskizze der haptischen Bedieneinheit des *Catheter Simulation Device (Bertec Corporation)* [97].

Passives haptisches Feedback durch reine Bremswirkung.

ICTS – Interventional Cardiology Training System

Ein weiterer Simulator ist das *Interventional Cardiology Training System (ICTS)*, das von *Mitsubishi Electric* in Zusammenarbeit mit dem *Center for Minimally Invasive Therapy (CIMIT)* entwickelt

wurde [20], [19]. Der Simulator berechnet die Interaktion von Führungsdrähten und Kathetern in einem virtuellen Gefäßsystem. Eine Rückmeldung erfolgt optisch und haptisch. Durch eine axiale Aneinanderreihung von drei haptischen Bedieneinheiten können Kräfte und Momente auf zwei Katheter und einen Führungsdraht aufgebracht werden. Die Einkopplung des haptischen Feedbacks geschieht hierbei nicht direkt auf den Katheter bzw. Führungsdraht, sondern auf Teleskoprohre. Die Teleskoprohre besitzen unterschiedliche Durchmesser und werden mit den beiden Katheter und dem Führungsdraht mechanisch fest gekoppelt. Zur Erzeugung des haptischen Feedbacks wird die in Abbildung 5.7 dargestellte Bedieneinheit eingesetzt. Elektrodynamische Aktoren erzeugen unabhängig voneinander für den translatorischen und rotatorischen Freiheitsgrad Kräfte und koppeln diese über mehrere Getriebestufen und zwei gegenüberliegende Reibräder auf die Teleskoprohre ein [101], [102]. Die Positionserfassung erfolgt in den elektrodynamischen Aktoren. Nachteilig an diesem Ansatz sind die großen bewegten Massen der Bedieneinheit und der eingeschränkte Arbeitsraum durch das Hintereinanderschalten mehrerer Bedieneinheiten. Die vorgesehene fixe Kopplung von Draht bzw. Katheter mit Teleskoprohren verhindert zudem einen leichten Wechsel der Werkzeuge. Aus [55] geht hervor, dass im Betrieb Schlupf auftritt, wodurch es zu Fehlmessungen der Position und einer ruckhaften Krafteinkopplung kommt.

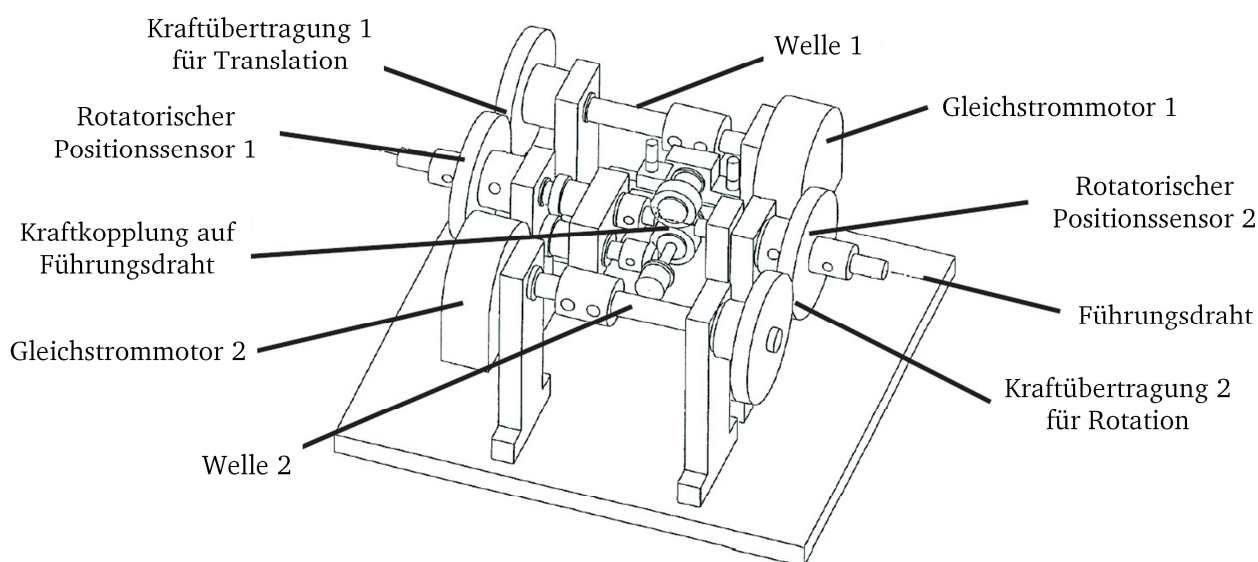


Abb. 5.7: Haptische Bedieneinheit des ICTS von Mitsubishi Electric mit zwei Freiheitsgraden [101].

iCard

Beim System *ICard* wird das haptische Feedback durch einen Mechanismus, der zwei Bremsbacken bewegt, erzeugt [126]. Der Führungsdraht wird fest mit der Mechanik der haptischen Bedieneinheit verbunden. Über einen Schlitten, der an einem Seilgetriebe befestigt ist, wird ein lineares Verfahren ermöglicht. Inkrementalgeber erfassen die translatorische und rotatorische Bewegung des Führungsdrahtes. Die Aktuierung der Bremsbacken erfolgt über einen Schrittmotor (Abb. 5.8). Kraft und Moment werden nicht messtechnisch erfasst. Da das haptische Feedback nur passiv durch Bremsen erzeugt wird, bestehen hier die gleichen Nachteile wie bei der haptischen Bedieneinheit der Bertec Corporation. Durch den gesteuerten Betrieb der Bremse ist die Größe des haptischen Feedbacks vom Reibkoeffizienten der Gleitpaarung Katheter-Bremsbacke abhängig. Eine präzise Kraftsteuerung ist so nicht möglich. Nachteilig ist außerdem, dass kein Werkzeugwechsel

vorgenommen werden kann und der Arbeitsweg auf 500 mm begrenzt ist. Aufgrund der im Vergleich zu Kathetern und Führungsdrähten großen Masse der bewegten Komponenten der Bedieneinheit ist zudem zu erwarten, dass diese vom Nutzer deutlich zu spüren sind. Im Rahmen des Projektes *NeuroCath* wird der Ansatz von *ICard* auf das Anwendungsfeld der interventionellen Neuroradiologie erweitert [133], [62]. Der Aufbau der haptischen Bedieneinheit und dessen Ansteuerung bleiben aber prinzipiell unverändert.

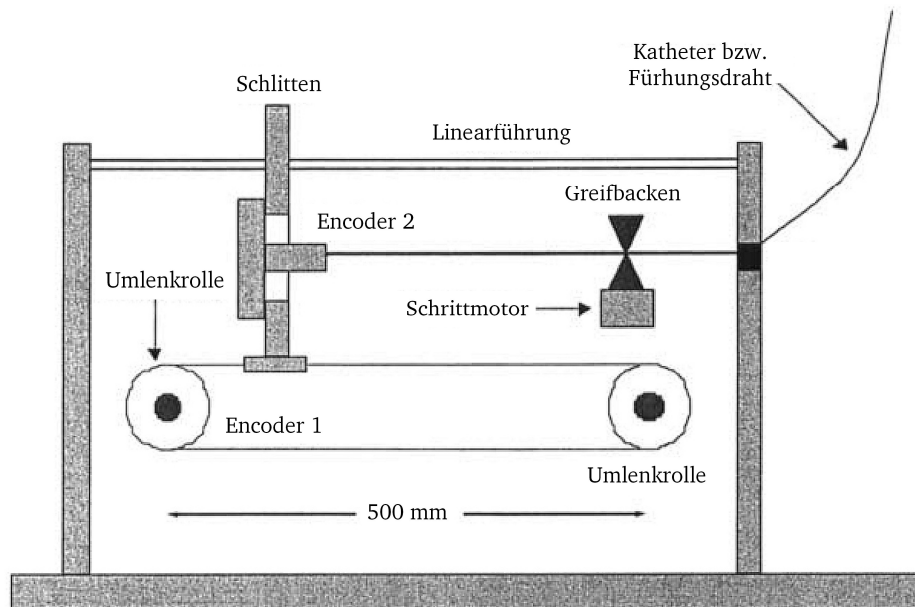


Abb. 5.8: Funktionsprinzip der Bedieneinheit des *ICard*-Projekts [126].
Die haptische Rückmeldung wird durch eine Bremse erzeugt.

HERMES System – HEmatology Research virtual MEDical System

In [5], [6] wird ein Simulator zum Implantieren von Stents in Herzkranzgefäßen vorgestellt. Zur Erzeugung des haptischen Feedbacks wird ein zur Aktorik des Projekts *ICard* ähnlicher Ansatz umgesetzt (Abb. 5.9). Allerdings wird hier das haptische Feedback nicht passiv mit einer Bremse, sondern aktiv mit zwei elektrodynamischen Aktoren erzeugt. Die Nachteile einer passiven haptischen Rückmeldung können somit vermieden werden.

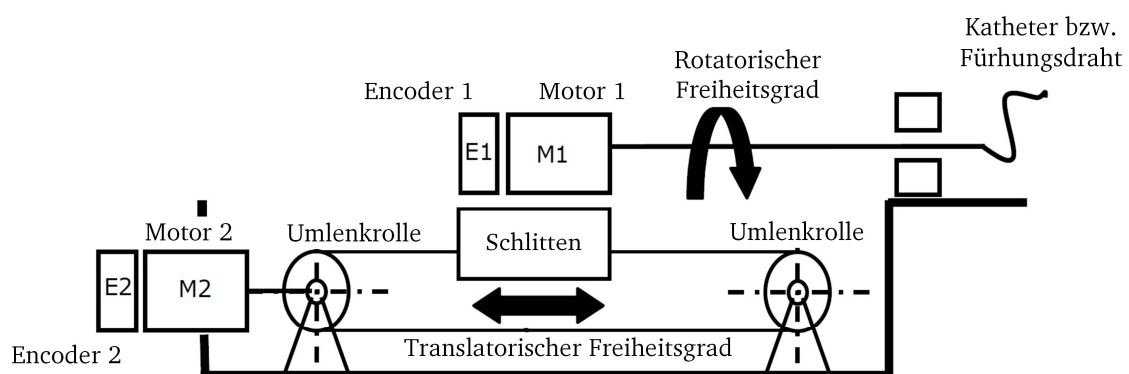


Abb. 5.9: Funktionsprinzip der Bedieneinheit des *HERMES*-Systems [5].
Die haptische Rückmeldung wird durch Elektromotoren in zwei Freiheitsgraden erzeugt.

AccuTouch - Immersion

Die Firma *Immersion* hat den Simulator *AccuTouch* für endovaskuläre Eingriffe entwickelt. So ist das Navigieren als auch das Setzen von Stents simulierbar. Allerdings sind bis auf zwei Patente [98] und [100] keine weiteren Veröffentlichungen auffindbar. Die haptische Rückmeldung wird über elektrodynamisch angetriebene gegenüberliegende Reibräder eingekoppelt. Die Bewegungen werden durch zwei optische Inkrementalgeber detektiert (Abb. 5.10). Durch die beiden um 90 Grad zueinander versetzten Aktoren mit Reibrädern ist mit einer hohen Reibung beim Bewegen des Katheters zu rechnen. Offen bleibt, wie der Katheter zwischen den beiden Reibrädern für den rotatorischen Freiheitsgrad geführt wird. Ohne weitere konstruktive Vorkehrungen wird der Katheter dazu tendieren, zwischen den beiden Reibrädern herauszurutschen.

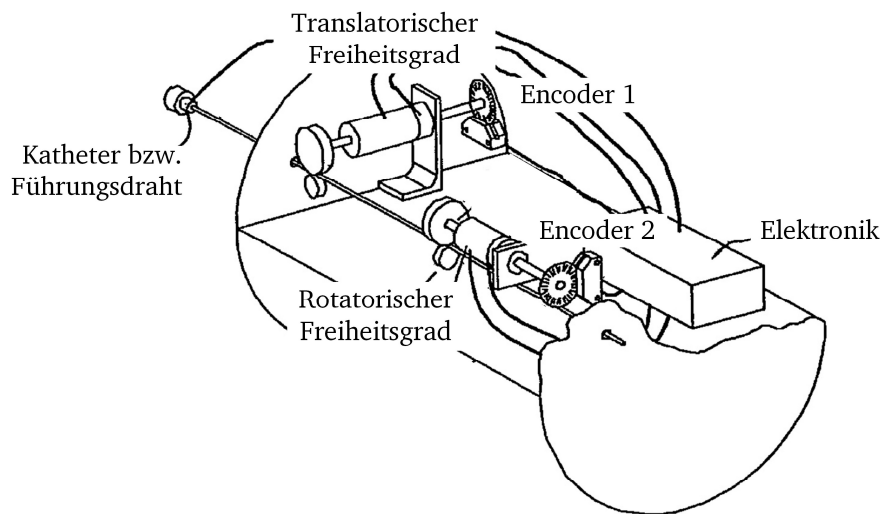


Abb. 5.10: Aufbau der Bedieneinheit *AccuTouch* von *Immersion* mit elektrodynamischer Aktuierung in zwei Freiheitsgraden [98].

Catheter Haptic Ports - Xitact

Der *Catheter Haptic Ports* ist eine haptische Bedieneinheit der Firma *Xitact* [99], [103]. Die Funktionsweise ähnelt stark dem des *Catheter Simulation Device* und des *ICard*-Systems. Optische Sensoren erfassen die zweidimensionalen Bewegungen des Katheters. Das Feedback wird durch elektromagnetisch angesteuerte Bremsen erzeugt. Durch die Positionierung von zwei unabhängig angeordneten Aktoren, soll eine unabhängige Ansteuerung beider Freiheitsgrade ermöglicht werden [99]. Da durch die erhöhte Anpresskraft der Bremsen aber auch eine Reibkraft in der jeweiligen möglichst nicht zu beeinflussenden Bewegungsrichtung durch Lagerreaktionskräfte erzeugt wird, muss dennoch mit einer gegenseitigen Beeinflussung der beiden Freiheitsgrade gerechnet werden. Die Firma *Xitact* präsentiert kein vollständiges System, sieht aber den Verwendungszweck der haptischen Bedieneinheit in Simulatoren.

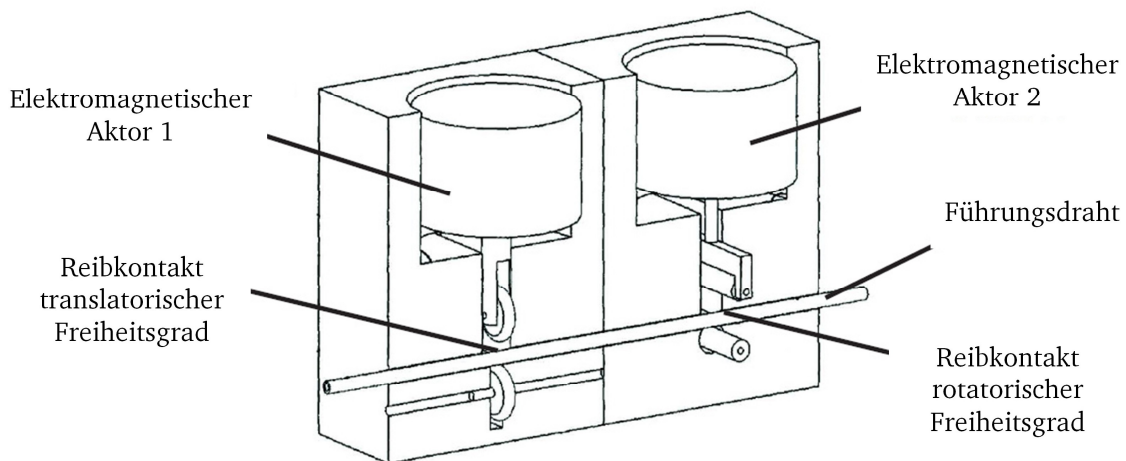


Abb. 5.11: Funktionsprinzip des *Catheter Haptic Ports* Bedienelementes von *Xitact* mit passiver haptischer Rückmeldung in zwei Freiheitsgraden [99].

5.1.3 Zusammenfassung und Fazit

Alle Telemanipulatoren entsprechen der klassischen Master-Slave-Anordnung. Der Nutzer gibt über einen Joystick, mit oder ohne haptische Rückmeldung, eine Position vor. Die Slave-Einheit setzt die Bewegung um. Die Mehrzahl der betrachteten Telemanipulatoren wird kommerziell vertrieben. Das System von *Stereotaxis* ist das räumlich größte und mit dem höchsten Investitionsaufwand verbundene System. Durch die Aktuierbarkeit der Führungsdraht- oder Katheterspitze mit einem extrakorporalen Magnetfeld kann der Werkzeugwechsel entfallen. Das Gleiche gilt für das System von *Hansen Medical*. Hierbei wird die Aktuierung der Katheterspitze aber mit mechanischen Seilzügen realisiert. Das System verfügt über ein haptisches Feedback. Allerdings werden die Interaktionskräfte lediglich extrakorporal gemessen. Die für den Kardiologen interessanten Interaktionskräfte an der Spitze des Werkzeugs sind somit mit der Reibung im Gefäßsystem und dem Schleusenzugang zum Patienten überlagert. Das System von *Corindus* ermöglicht die Verwendung konventioneller Führungsdrähte und Katheter. Mit der Slave-Einheit können sowohl translatorische als auch rotatorische Bewegungen realisiert werden. Da die Werkzeugspitze in-vivo nicht beeinflusst werden kann, sind die gewöhnlichen Werkzeugwechsel notwendig. Des Weiteren verfügt das System über keine haptische Rückmeldung. Im Forschungsstadium befindet sich das Projekt *CORS* mit haptischer Rückmeldung der Reibkräfte. Bisher wurden Laborversuche durchgeführt und erste Funktionsmuster realisiert. Die Integration der entwickelten Kraftsensoren in den Katheter steht aber noch aus.

Allen Telemanipulatoren ist gemein, dass sie kein haptisches Feedback der Interaktionskräfte an der Instrumentenspitze darstellen können. Des Weiteren sind diese Systeme mit erheblichen Investitionen verbunden. Die Verwendung eines Telemanipulators bedingt zudem einen Lernprozess, da sich die Behandlungsabläufe teilweise oder vollständig ändern; dies gilt auch für die verwendeten Werkzeuge. Im Rahmen der Recherche konnten leider keine quantitativen Angaben zu den Systemen mit haptischer Rückmeldung gefunden werden. Daher ist unklar, welche Kräfte mit welcher Dynamik dargestellt werden können.

Es existiert mehrere Trainingssysteme. Allerdings befinden sich alle Systeme mit haptischer Rückmeldung noch im Forschungsstadium. Ein konventionell vertriebenes Trainingssystem ohne hapti-

sche Rückmeldung ist das *CathI*-System. Die Simulatoren verfügen überwiegend über ein haptisches Feedback und optische Rückmeldung einer virtuellen Umgebung. Teilweise wird in den Veröffentlichungen aber auch nur das Konzept einer haptischen Bedieneinheit ohne nähere Erläuterung der Systemstruktur präsentiert. Dies gilt z.B. für die haptische Bedieneinheit von *Bertec* oder den *Catheter Haptic Port*. Unter haptischen Aspekten lassen sich die gefundenen haptischen Simulatoren in passive, rein bremsende und aktive Systeme unterteilen. Die bremsenden Systeme ermöglichen ein haptisches Feedback nur bei einer aktiven Bewegung durch den Nutzer. Die aktiven Systeme generieren auch im Stillstand ein Feedback, was deutlich realistischer ist. Die meisten haptischen Bedieneinheiten weisen einen begrenzten Arbeitsweg auf. Das Hindurchführen von Werkzeugen ist nicht möglich. Somit scheiden diese Bedieneinheiten für eine Nutzung in haptischen Co-Manipulatoren für Katheterisierungen aus. Darüber hinaus ist die Mehrzahl der Bedieneinheiten mit hohen parasitären Reibungen und Massen behaftet. Der Betrieb erfolgt zumeist impedanzgesteuert und nicht impedanzgeregelt. Es lässt sich daher kein hochwertiges und dynamisches haptisches Feedback erwarten. Es fehlen auch hier quantitative Angaben zu Kräften und dynamischen Eigenschaften.

Die Recherche des Stands der Technik gibt einen Überblick zu den existierenden Systemen für intravaskuläre Interventionen. Die wichtigsten Erkenntnisse der Recherche mit Relevanz für die Entwicklung eines haptischen Assistenzsystems für Herzkatheteruntersuchungen sind:

- Alle Systeme sind Telemanipulatoren oder Trainingssysteme (Simulatoren). Haptische Co-Manipulatoren für intravaskuläre Eingriffe sind bisher nicht bekannt.
- Telemanipulatoren bedingen einen aufwendigen Lernprozess und hohe Investitionskosten. Sie können nicht intuitiv bedient werden.
- Das haptische Feedback steht nicht im Fokus der bisherigen Forschungsaktivitäten auf dem Gebiet der Telemanipulatoren und Trainingssysteme.
- Viele haptische Bedieneinheiten sind mit großen Massen und Reibungen behaftet, wodurch die haptische Transparenz der Systeme stark limitiert ist. Zudem ist häufig der Arbeitsweg eingeschränkt; ein Hindurchführen von Instrumenten meist nicht möglich. Sie sind daher nicht für die Nutzung in einem Co-Manipulator für Katheterisierungen nutzbar.
- Die Systemstruktur von Telemanipulatoren und Simulatoren mit virtuellen Umgebungen unterscheidet sich grundlegend von der von Co-Manipulatoren.

In Tabelle 5.1 werden die für ein haptisches System relevanten Informationen in übersichtlicher Form zusammengefasst. Daraus folgt dass im Stand der Technik kein System gefunden werden konnte, dass die Anforderungen an ein haptisches Co-Manipulationssystem für endovaskuläre Interventionen erfüllt. Alle gefundenen Systeme unterscheiden sich deutlich hinsichtlich der Anforderungen an die haptische Rückmeldung, das Bedienkonzept und die Systemstruktur. Es ist daher notwendig ein eigenes Konzept sowohl für die Systemstruktur des Gesamtsystems als auch die einzelnen Systemkomponenten zu erarbeiten.

Tabelle 5.1: Stand der Technik zu Telemanipulatoren und Trainingssystemen für endovaskuläre Katheteruntersuchungen

5.2 Haptische Transparenz von Co-Manipulatoren

In diesem Abschnitt wird die erwartbare haptische Transparenz von Co-Manipulatoren anhand der Systemstruktur des haptischen Systems abgeleitet. Hierzu wird als Beschreibungsform die Netzwerktheorie aus Abschnitt 3.3 verwendet.

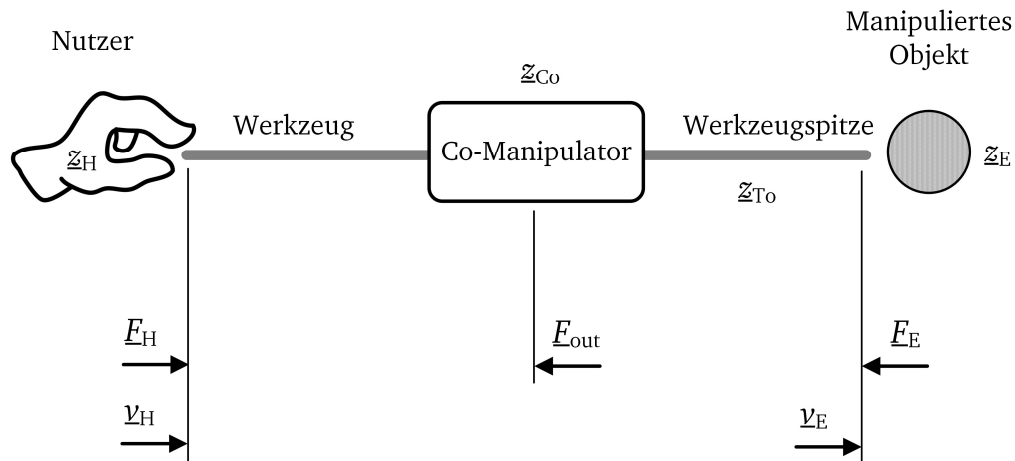


Abb. 5.12: Darstellung der Interaktion eines Nutzers mit einem Co-Manipulator.

Abbildung 5.12 zeigt schematisch das prinzipielle Funktionsprinzip eines haptischen Co-Manipulators. Der Nutzer mit der mechanischen Impedanz \underline{z}_H manipuliert direkt mit einem Werkzeug ein reales Objekt \underline{z}_E , z.B. Gewebe. Die Kontaktkräfte an der Werkzeugspitze \underline{F}_E werden messtechnisch erfasst und durch eine Signalverarbeitung zur Ansteuerung einer haptischen Bedieneinheit genutzt, die ein zusätzliches haptisches Feedback \underline{F}_{out} direkt auf das Werkzeug koppelt. Eine Positionsvorgabe des Nutzers bewirkt somit eine zusätzliche aktive Krafterückmeldung des haptischen Assistenzsystems. Es ist somit den Impedanzsystemen (Force-Feedback-Systemen) zuzuordnen. Diese werden in Abhängigkeit der Ansteuerung der haptischen Bedieneinheit in impedanzgesteuerte oder impedanzgeregelter Systeme unterschieden (vgl. Abs. 3.2.2). Aus den zugrundeliegenden Systemstrukturen können die folgenden Merkmale zu Co-Manipulatoren mit aktiver haptischer Rückmeldung angegeben werden:

- Der Nutzer manipuliert händisch mit dem Werkzeug ein Objekt. Die direkte Interaktion erfolgt ohne zusätzliche Signalleitungen, Aktoren oder sonstige Komponenten zur Steuerung der Werkzeugspitze.
- Die Kontaktkraft \underline{F}_E zwischen Werkzeug und Umgebung wird messtechnisch erfasst.
- Das haptische Feedback wird in Form einer Kraft \underline{F}_{out} direkt auf das Werkzeug gekoppelt.
- Das dynamische Übertragungsverhalten von Positions- bzw. Geschwindigkeitsvorgaben des Nutzers an der Werkzeugspitze wird durch die mechanischen Eigenschaften des Werkzeugs bestimmt.
- Durch eine haptische Krafterückmeldung können Kräfte dem Nutzer skaliert dargestellt werden. Eine Skalierung von Wegen und Geschwindigkeiten ist jedoch nicht möglich. Ein

Aufbauend auf den Methoden zur Beschreibung von haptischen Telemanipulatoren [36], [57] werden im Folgenden Modelle für impedanzgesteuerte und impedanzgeregelter Co-Manipulatoren aufgestellt und diese in die Zweitordarstellung überführt. Aus den sich ergebenden Hybridmatrizen werden anschließend Aussagen über die zu erwartende haptische Transparenz von impedanzgesteuerten und -geregelter Co-Manipulatoren abgeleitet.

In Abbildung 5.13 ist das Blockschaltbild eines impedanzgesteuerten Co-Manipulators dargestellt. Die vom Nutzer wahrgenommene haptische Rückmeldung entspricht der Kraft \underline{F}_H . Sie ergibt sich aus der Reaktionskraft $\underline{F}_{\text{react}}$, die direkt durch das Werkzeug auf den Nutzer wirkt, dem aktiven haptischen Feedback $\underline{F}_{\text{out}}$, welches durch die haptische Bedieneinheit erzeugt wird und der geschwindigkeitsabhängigen Trägheits-, Nachgiebigkeits- und Reibungskräfte $\underline{F}_{\text{kin}}$, welche durch die haptischen Bedieneinheit und das Werkzeug bestimmt werden. Somit gilt für die vom Nutzer wahrgenommene Kraft \underline{F}_H :

Abb. 5.13: Blockschaltbild des impedanzgesteuerten Co-Manipulators.

53

Die Reaktionskraft $\underline{F}_{\text{react}}$ entspricht der haptischen Rückmeldung, die der Nutzer bei alleiniger Benutzung des Werkzeugs $\underline{G}_{T,F}$ empfinden würde. Sie entspricht:

$$\underline{F}_{\text{react}} = \underline{G}_{T,F} \cdot \underline{F}_E . \quad (5.3)$$

Die Massen, Nachgiebigkeiten und Reibungen der haptischen Bedieneinheit und des Werkzeugs werden in der mechanischen Impedanz \underline{z}_{Co} zusammengefasst und erzeugen eine von der Nutzergeschwindigkeit \underline{v}_H abhängige Kraftkomponente $\underline{F}_{\text{kin}}$ für die

$$\underline{F}_{\text{kin}} = \underline{z}_{Co} \cdot \underline{v}_H \quad (5.4)$$

gilt. Mit den Gleichungen (5.2) bis (5.4) und Einsetzen in (5.1) ergibt sich nun für die haptische Rückmeldung \underline{F}_H , die der Nutzer spürt

$$\underline{F}_H = -V \cdot \underline{G}_{F,E} \cdot \underline{G}_{EL} \cdot \underline{G}_A \cdot \underline{F}_E - \underline{G}_{T,F} \cdot \underline{F}_E + \underline{z}_{Co} \cdot \underline{v}_H \quad (5.5)$$

$$\underline{F}_H = -(V \cdot \underline{G}_{F,E} \cdot \underline{G}_{EL} \cdot \underline{G}_A + \underline{G}_{T,F}) \cdot \underline{F}_E + \underline{z}_{Co} \cdot \underline{v}_H . \quad (5.6)$$

Das Geschwindigkeitsübertragungsfunktion $\underline{G}_{T,v}$ vom Angriffspunkt des Nutzers zur Werkzeugspitze und die Ausgangsadmittanz $1/\underline{z}_{To}$ werden durch die mechanischen Eigenschaften des Werkzeugs bestimmt. Für die Geschwindigkeit \underline{v}_E an der Werkzeugspitze gilt daher:

$$\underline{v}_E = \underline{G}_{T,v} \cdot \underline{v}_H - 1/\underline{z}_{To} \cdot \underline{F}_E . \quad (5.7)$$

Mit (5.6) und (5.7) lässt sich nun das folgende lineare Gleichungssystem für die Zweitordarstellung (vgl. Abs. 3.3.1) des gesteuerten Co-Manipulators aufstellen:

$$\begin{bmatrix} \underline{F}_H \\ \underline{v}_E \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \underline{z}_{Co} & V \cdot \underline{G}_{F,E} \cdot \underline{G}_{EL} \cdot \underline{G}_A + \underline{G}_{T,F} \\ \underline{G}_{T,v} & 1/\underline{z}_{To} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \underline{v}_H \\ -\underline{F}_E \end{bmatrix} \quad (5.8)$$

Die übertragene Impedanz \underline{z}_T , die dem Nutzer durch den Co-Manipulator dargeboten wird, entspricht somit:

$$\underline{z}_T = \frac{-\underline{z}_{Co} \underline{v}_H + (V \cdot \underline{G}_{F,E} \cdot \underline{G}_{EL} \cdot \underline{G}_A + \underline{G}_{T,F}) \underline{F}_E}{\frac{\underline{v}_E - \underline{F}_E / \underline{z}_{To}}{\underline{G}_{T,v}}} . \quad (5.9)$$

Für ein vollkommen transparentes System muss

$$\underline{z}_T = \underline{z}_E = \frac{\underline{F}_E}{\underline{v}_E} . \quad (5.10)$$

gelten (vgl. Abs. 3.3.2) und somit folgen für die einzelnen Parameter der Hybridmatrix die folgenden idealen Bedingungen:

$$1. \underline{h}_{11} = 0 \quad (5.11)$$

$$2. \underline{h}_{22} = 0 \quad (5.12)$$

$$3. \underline{h}_{12} \cdot \underline{h}_{21} = 1 . \quad (5.13)$$

Eine Betrachtung der Hybridmatrix des realen impedanzgesteuerten Co-Manipulators liefert:

$$1. \underline{h}_{11} = \underline{z}_{Co} \quad (5.14)$$

$$2. \underline{h}_{22} = 1/\underline{z}_{To} \quad (5.15)$$

$$3. \underline{h}_{12} \cdot \underline{h}_{21} = \underline{G}_{T,v} \cdot (V \cdot \underline{G}_{F,E} \cdot \underline{G}_{EL} \cdot \underline{G}_A + \underline{G}_{T,F}) . \quad (5.16)$$

Die mechanische Impedanz des Co-Manipulators $\underline{h}_{11} = \underline{z}_{Co}$ kann im gesteuerten Betrieb nicht null werden (1. Bedingung). Der Nutzer spürt also bei der Bewegung des Werkzeugs zusätzlich zu der gewünschten aktiven haptischen Rückmeldung die mechanische Impedanz des Werkzeugs und der angekoppelten kinematischen Struktur des haptischen Systems. Die Rücktreibbarkeit des haptischen Co-Manipulators ist daher begrenzt. Die 2. Bedingung bildet die Ausgangsadmittanz des Co-Manipulators ab. Diese wird durch die kinematische Struktur des Werkzeugs bestimmt. Je steifer das Werkzeug, desto höher ist die mechanische Impedanz \underline{z}_{To} , wodurch eine bessere haptische Transparenz des Co-Manipulators erreicht wird. Die 3. Bedingung wird durch das Werkzeug als auch das Übertragungsverhalten der aktiven Komponenten und des gewählten Kraftverstärkungsfaktors des Co-Manipulators bestimmt. Durch die Überlagerung der Reaktionskraft \underline{F}_{react} und der aktiv erzeugten Kraft \underline{F}_{out} ist eine Abstimmung des Co-Manipulators problematisch.

Die Betrachtung zeigt, dass die haptische Transparenz maßgeblich durch die mechanischen Eigenschaften des gesteuerten Co-Manipulators und des Werkzeugs eingeschränkt wird. Besonders die an das Werkzeug angekoppelte kinematische Struktur des haptischen Systems muss hier kritisch betrachtet werden.

Aus den Gleichungen (5.14) bis (5.16) können für die Entwurfsparameter eines impedanzgesteuerten Co-Manipulators die folgenden Ziele abgeleitet werden:

- Minimierung der Eingangsimpedanz \underline{z}_{Co} zur Gewährleistung der Rücktreibbarkeit
- Maximierung der Ausgangsimpedanz \underline{z}_{To} ,
- Kraftsensor $\underline{G}_{F,E}$, Aktorelektronik \underline{G}_{EL} und Aktorik der haptischen Bedieneinheit \underline{G}_A mit einer möglichst hohen Bandbreite zur Übertragung dynamischer Kraftsignale.

5.2.2 Impedanzgeregelter Co-Manipulator

Im Vergleich zu einem gesteuerten Co-Manipulator wird bei einem geregelten System zusätzlich die dem Nutzer dargebotene Kraft gemessen und dieses Kraftsignal zur Regelung der haptischen Bedieneinheit genutzt. Abbildung 5.14 zeigt die Systemstruktur eines impedanzgeregelter Co-Manipulators. Das Übertragungsverhalten des Kraftsensors zur Messung der Nutzerkraft \underline{F}_H wird durch $\underline{G}_{F,H}$ symbolisiert. Die Regelabweichung $\Delta \underline{S}_F$ wird als Eingangsgröße des Reglers \underline{G}_R genutzt,

der die Stellgröße für die haptische Bedieneinheit vorgibt. Die restlichen Systemkomponenten entsprechen denen des gesteuerten Co-Manipulators. Im Gegensatz zu einem gesteuerten Co-Manipulator ergibt sich die vom Aktor der haptischen Bedieneinheit erzeugte Kraft $\underline{F}_{\text{out}}$ nicht direkt aus der gemessenen Kontaktkraft von Werkzeug und Umgebung, sondern aus der Regelabweichung

$$\Delta \underline{S}_F = -V \cdot \underline{G}_{F,E} \cdot \underline{F}_E - \underline{G}_{F,H} \cdot \underline{F}_H. \quad (5.17)$$

Es gilt somit für die Aktorkraft $\underline{F}_{\text{out}}$:

$$\underline{F}_{\text{out}} = -(V \cdot \underline{G}_{F,E} \cdot \underline{F}_E + \underline{G}_{F,H} \cdot \underline{F}_H) \cdot \underline{G}_R \cdot \underline{G}_{EL} \cdot \underline{G}_A. \quad (5.18)$$

Abb. 5.14: Blockschaltbild eines impedanzgeregelten Co-Manipulators.

Mit (5.18) und unter Berücksichtigung von (5.1), (5.3) und (5.4) ergibt sich somit für die auf den Nutzer eingekoppelte Kraft \underline{F}_H :

$$\begin{aligned} \underline{F}_H &= -(V \cdot \underline{G}_{F,E} \cdot \underline{F}_E + \underline{G}_{F,H} \cdot \underline{F}_H) \cdot \underline{G}_R \cdot \underline{G}_{EL} \cdot \underline{G}_A - \underline{G}_{T,F} \cdot \underline{F}_E + \underline{Z}_{Co} \cdot \underline{v}_H \\ \underline{F}_H &= -\underline{G}_{F,H} \cdot \underline{G}_R \cdot \underline{G}_{EL} \cdot \underline{G}_A \cdot \underline{F}_H - (K \cdot \underline{G}_{F,E} \cdot \underline{G}_R \cdot \underline{G}_{EL} \cdot \underline{G}_A + \underline{G}_{T,F}) \cdot \underline{F}_E + \underline{Z}_{Co} \cdot \underline{v}_H \\ \underline{F}_H &= -\frac{V \cdot \underline{G}_{F,E} \cdot \underline{G}_R \cdot \underline{G}_{EL} \cdot \underline{G}_A + \underline{G}_{T,F}}{1 + \underline{G}_{F,H} \cdot \underline{G}_R \cdot \underline{G}_{EL} \cdot \underline{G}_A} \cdot \underline{F}_E + \frac{\underline{Z}_{Co}}{1 + \underline{G}_{F,H} \cdot \underline{G}_R \cdot \underline{G}_{EL} \cdot \underline{G}_A} \cdot \underline{v}_H. \end{aligned} \quad (5.19)$$

Mit (5.7) und (5.19) ergibt sich nun für die Hybridmatrix des geregelten Co-Manipulators

$$\begin{bmatrix} \underline{F}_H \\ \underline{v}_E \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\underline{Z}_{Co}}{1 + \underline{G}_{F,H} \cdot \underline{G}_R \cdot \underline{G}_{EL} \cdot \underline{G}_A} & \frac{V \cdot \underline{G}_{F,E} \cdot \underline{G}_R \cdot \underline{G}_{EL} \cdot \underline{G}_A + \underline{G}_{T,F}}{1 + \underline{G}_{F,H} \cdot \underline{G}_R \cdot \underline{G}_{EL} \cdot \underline{G}_A} \\ \underline{G}_{T,v} & 1/\underline{Z}_{To} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \underline{v}_H \\ -\underline{F}_E \end{bmatrix}. \quad (5.20)$$

Für die übertragene Impedanz \underline{z}_T des impedanzgeregelten Co-Manipulators ergibt sich:

$$\underline{z}_T = \frac{-\frac{\underline{z}_{Co}}{1 + \underline{G}_{F,H} \cdot \underline{G}_R \cdot \underline{G}_{EL} \cdot \underline{G}_A} v_H + \frac{V \cdot \underline{G}_{F,E} \cdot \underline{G}_R \cdot \underline{G}_{EL} \cdot \underline{G}_A + \underline{G}_{T,F} F_E}{1 + \underline{G}_{F,H} \cdot \underline{G}_R \cdot \underline{G}_{EL} \cdot \underline{G}_A}}{\frac{v_E - \underline{F}_E / \underline{z}_{To}}{\underline{G}_{T,v}}} . \quad (5.21)$$

Zur Beurteilung der haptischen Transparenz des impedanzgeregelten Co-Manipulators werden erneut die drei Bedingungen für reale haptische Transparenz herangezogen. Für den impedanzgeregelten Fall gilt:

$$1. \underline{h}_{11} = \frac{\underline{z}_{Co}}{1 + \underline{G}_{F,H} \cdot \underline{G}_R \cdot \underline{G}_{EL} \cdot \underline{G}_A} \quad (5.22)$$

$$2. \underline{h}_{22} = 1 / \underline{z}_{To} \quad (5.23)$$

$$3. \underline{h}_{12} \underline{h}_{21} = \underline{G}_{T,v} \cdot \frac{V \cdot \underline{G}_{F,E} \cdot \underline{G}_R \cdot \underline{G}_{EL} \cdot \underline{G}_A + \underline{G}_{T,F}}{1 + \underline{G}_{F,H} \cdot \underline{G}_R \cdot \underline{G}_{EL} \cdot \underline{G}_A} \quad (5.24)$$

Es zeigt sich, dass durch eine möglichst hohe Regelkreisverstärkung von \underline{G}_R der Grenzwert von \underline{h}_{11} gegen Null strebt und somit die 1. Bedingung nahezu erfüllt werden kann. Darüber hinaus nähert sich auch der Wert der 3. Bedingung mit steigender Regelkreisverstärkung dem idealen Wert von $\underline{h}_{12} \underline{h}_{21} = 1$ an. Auf die Ausgangsadmittanz $1 / \underline{z}_{To}$ hat die Regelung jedoch keine Wirkung. Es ist daher anzustreben, dass das verwendete Werkzeug eine möglichst hohe mechanische Steifheit aufweist.

Die Analyse zeigt, dass ein impedanzgeregelter Co-Manipulator eine deutlich höhere haptische Transparenz im Vergleich zu einem impedanzgesteuerten aufweist. Im Besonderen die regelungstechnische Kompensation der mechanischen Impedanz des Co-Manipulators stellt hierbei einen großen Vorteil dar.

Aus den Gleichungen (5.22) bis (5.24) können für die Entwurfparameter eines impedanzgeregelten Co-Manipulators die folgenden Ziele abgeleitet werden:

- Maximierung der Regelkreisverstärkung \underline{G}_R und hierdurch reduzierte Anforderungen an
- die Minimierung der Eingangsimpedanz \underline{z}_{Co} zur Gewährleistung der Rücktreibbarkeit,
- Maximierung der Ausgangsimpedanz \underline{z}_{To} ,
- Regler \underline{G}_R , Kraftsensoren $\underline{G}_{F,E}$ und $\underline{G}_{F,H}$, Aktorelektronik \underline{G}_{EL} und Aktorik der haptischen Bedieneinheit \underline{G}_A mit einer möglichst hohen Bandbreite zur Übertragung dynamischer Kraftsignale.

5.3 Fazit und Auswahl einer Systemstruktur

In Abschnitt 5.1 werden existierende haptische Systeme für Herzkatheteruntersuchungen betrachtet. Es wird festgestellt, dass für Herzkatheteruntersuchungen eine Reihe von Telemanipulatoren und Trainingssystemen existiert, jedoch keine Co-Manipulator-Systeme. In Abschnitt 5.2 werden Modelle für impedanzgesteuerte und –geregelter Co-Manipulatoren erarbeitet und hieraus deren Beschreibung als Zweitor abgeleitet. Mit den Bedingungen für vollkommene haptische Transparenz von Telemanipulatoren und der Zweitorbeschreibung der Co-Manipulatoren werden Aussagen zur erwarteten haptischen Transparenz abgeleitet.

Die Betrachtung zeigt, dass impedanzgesteuerte Co-Manipulatoren, im Besonderen aufgrund der mechanischen Impedanz des Co-Manipulators, nur eine sehr eingeschränkte haptische Transparenz erzielen können. Im Gegensatz hierzu ermöglicht der impedanzgeregelter Betrieb die Kompensation der mechanischen Eingangsimpedanz z_{Co} . Darüber hinaus ermöglicht ein impedanzgeregelter Co-Manipulator eine präzise Krafterückmeldung ohne signifikante Sollwertabweichungen. Es kann somit gezeigt werden, dass ein impedanzgeregelter System eine deutlich bessere haptische Transparenz im Vergleich zu einem impedanzgesteuerten System erreichen kann.

Auswahl einer Systemstruktur

Aus den Vorarbeiten zum haptischen Katheter geht hervor, dass die Kontaktkräfte an der Spitze des Führungsdrahtes 20 mN bis maximal 200 mN betragen [53], [73]. Die Reibkräfte in der Schleuse zum Patienten und im Gefäßsystem summieren sich jedoch bereits zu ca. 300 mN auf [129]. Diese im Vergleich zur interessierenden Kontaktkraft deutlich höheren Reibkräfte werden in den präsentierten Modellen durch die Impedanz z_{Co} abgebildet. Hinzu kommen noch die Reibkräfte, die durch die Ankopplung einer haptischen Bedieneinheit erzeugt werden. Die unerwünschten Kraftkomponenten übersteigen daher bei weitem die eigentlich interessierenden Kontaktkräfte (bei einem Kraftverstärkungsfaktor $V = 1$). Eine Impedanzregelung kann die auf den Kardiologen wirkenden Reibkräfte deutlich reduzieren und somit ein haptisch transparenteres Kraftsignal der Kontaktkräfte an der Drahtspitze darbieten. Das Ertasten von Stenosen und Gefäßabzweigungen wird hierdurch deutlich erleichtert. Es wird daher für das Assistenzsystem *HapCath* ein impedanzgeregelter Aufbau festgelegt.

Abbildung 5.15 zeigt eine Übersicht der Systemkomponenten des haptischen Assistenzsystems. Hieraus können die folgenden vier Forschungsschwerpunkte dieser Arbeit identifiziert werden:

- Entwurf einer miniaturisierten haptischen Bedieneinheit zur direkten Krafteinkopplung des haptischen Feedbacks auf den Führungsdraht (Kapitel 6).
- Gewährleistung eines impedanzgeregelter Co-Manipulators durch Erfassung der Interaktionskraft am Torquer (Krafteinleitungsort des Kardiologen). Entwicklung des hierzu erforderlichen extrakorporalen Kraftsensors, der sich in geeigneter Weise in das Gesamtsystem einfügt (Kapitel 7).
- Entwurf der angepassten Sensorauswerteelektronik für den extrakorporalen Kraftsensor und der Ansteuerungselektronik der haptischen Bedieneinheit (Kapitel 8).

-
- Entwurf eines geeigneten Reglers für den impedanzgeregelten Betrieb des haptischen Assistenzsystems und dessen Parametrisierung (Kapitel 8).

Abb. 5.15: Übersicht der Systemkomponenten des impedanzgeregelten Assistenzsystems *HapCath*.

6. Entwurf der haptischen Bedieneinheit

Im Folgenden werden die Konzeption und der Entwurf der haptischen Bedieneinheit präsentiert. Die Bedieneinheit dient zur Einkopplung eines translatorischen Kraftsignals direkt auf den Führungsdraht, um dem Kardiologen eine haptische Rückmeldung der Interaktionskräfte an der Führungsdrahtspitze darzubieten.

Die maximale zu erwartende Kontaktkraft an der Führungsdrahtspitze beträgt 100 mN. Mit einem angestrebten Verstärkungsfaktor von maximal 10 ergibt sich somit eine maximal zu erzeugende Kraft von 1 N. Der Führungsdraht muss unbegrenzt und ohne diskrete Kraftsprünge bewegt werden können. Darüber hinaus darf der Draht nicht plastisch verformt werden. Ebenso muss die Beschichtung unbeschädigt bleiben. Somit werden formschlüssige Verbindungen für die Krafteinkopplung ausgeschlossen. Es sind daher Lösungskonzepte mit einer reibschlüssigen Krafteinkopplung zu untersuchen. Die Kraftdarstellung muss statisch als auch dynamisch erfolgen. Die maximale Arbeitsfrequenz muss mindestens 100 Hz sein; 1 kHz ist wünschenswert. Die wichtigsten Anforderungen an die haptische Bedieneinheit sind in Tabelle 6.1 aufgelistet. Die Herleitung der Anforderungen war Gegenstand von Kapitel 4.

Tabelle 6.1: Übersicht der wichtigsten Anforderungen an die haptische Bedieneinheit.

Forderung/ Wunsch	Bezeichnung	Wert
F	Kraftkopplung	auf den Führungsdraht
F	Anzahl Freiheitsgrade	1
F	Art des Kraftschlusses	reibschlüssig
F	Maximalkraft des haptischen Feedbacks	1 N
F	Minimaler translatorischer Arbeitsweg	$\pm 2,5$ cm
F	Minimaler rotatorischer Arbeitsweg	unbegrenzt
F	Arbeitsfrequenzbereich der haptischen Bedieneinheit	$DC \leq f \leq 100$ Hz
W	Arbeitsfrequenzbereich der haptischen Bedieneinheit	$DC \leq f \leq 1$ kHz
F	Mechanische Fixierung der haptischen Bedieneinheit	am hämostatischen Ventil

Abbildung 6.1 zeigt die relevanten Teilfunktionen der haptischen Bedieneinheit in der Form eines Blockschaltbildes. Der Führungsdraht muss in die haptische Bedieneinheit eingebracht und hindurch geführt werden können. Das intrakorporal gemessene Kraftsignal muss elektrisch verstärkt werden und durch einen geeigneten Aktor in eine mechanische Kraft gewandelt werden. Durch eine geeignete Kopplung wird die erzeugte Kraft auf den Führungsdraht eingekoppelt und somit dem Kardiologen ein haptisches Feedback der gemessenen Kräfte dargestellt. Das Gehäuse der Bedieneinheit muss an das hämostatische Ventil angekoppelt und sicher befestigt werden.

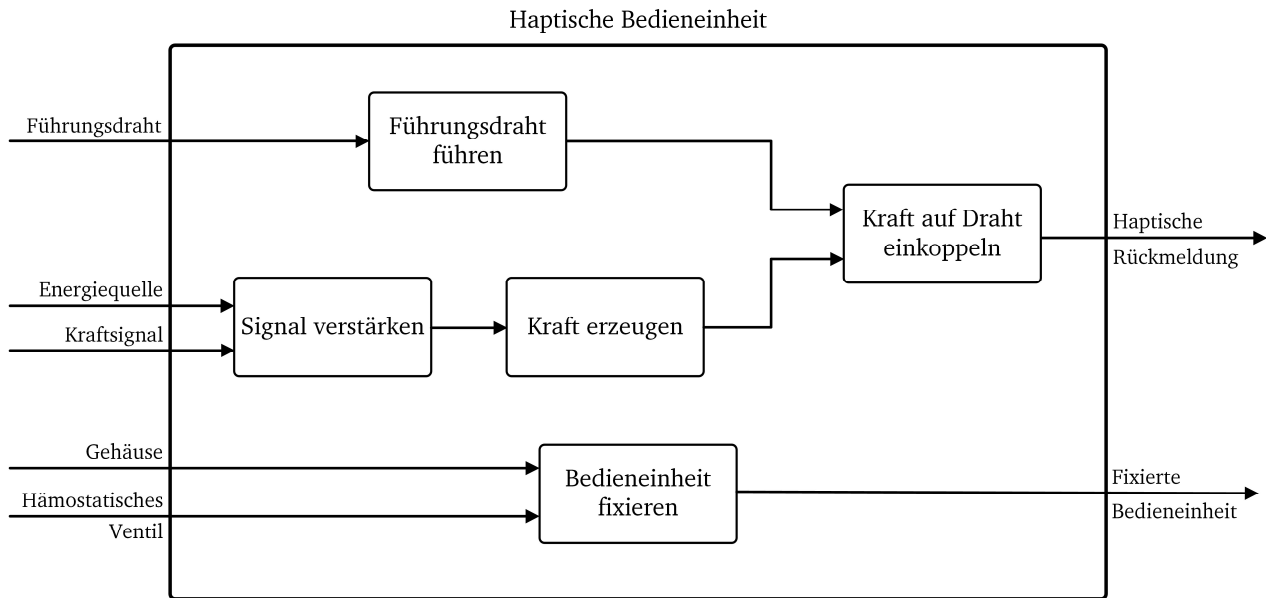


Abb. 6.1: Blockschaltbild der haptischen Bedieneinheit mit den zu lösenden Teilfunktionen.

Im Folgenden werden die zu lösenden Teilprobleme beim Entwurf der haptischen Bedieneinheit kurz erläutert. Die Reihenfolge entspricht der Priorisierung der einzelnen Teilfunktionen.

Kraft auf den Führungsdraht einkoppeln

Dieses Teilproblem umfasst die Kopplung der von der Aktorik erzeugten Kraft auf den Führungsdraht. Da der Draht nur einen sehr geringen Durchmesser von $360\ \mu\text{m}$ besitzt und weder Drahtbeschichtung noch Draht beschädigt werden dürfen, muss die Kraft reibschlüssig aufgebracht werden. Hierbei ist auf einen sehr geringen nicht spürbaren Schlupf zu achten. Des Weiteren muss die Krafteinkopplung auch bei Verschmutzung oder Kontamination durch Flüssigkeiten (Blut) noch gewährleistet sein. Bewährte Lösungen können dem Stand der Technik nicht entnommen werden. Für die Qualität des haptischen Feedbacks ist die sichere und zuverlässige Einkopplung der Kraft essentiell. Nicht-lineare Verzerrungen durch eine ungleichmäßige Krafteinkopplung oder ein Schlupf des Drahtes sind zu vermeiden.

Kraft erzeugen und wandeln

Die elektrische Energie muss in eine mechanische Energie gewandelt werden. Zusätzlich ist unter Umständen eine Umformung der mechanischen Energie mittels eines Getriebes notwendig. In Abhängigkeit des ausgewählten physikalischen Wirkprinzips der elektro-mechanischen Wandlung ergeben sich verschiedene Leistungskenngrößen hinsichtlich der erzielbaren Kräfte und der Band-

breite des haptischen Feedbacks. Die Wahl einer geeigneten Aktorik bestimmt damit maßgeblich die Leistungsdaten der haptischen Bedieneinheit.

Elektrisches Kraftsignal verstärken (Elektronik)

In Abhängigkeit vom Wirkprinzip der krafterzeugenden Aktorik ist eine Verstärkerelektronik zu entwickeln. Der Verstärker muss den Aktor in Abhängigkeit von dem darzustellenden Kraftsignal ansteuern. Welches Funktionsprinzip, welchen Spannungs- und Strombereich und welche Bandbreite der Verstärker aufweisen muss, ist vom gewählten physikalischen Wirkprinzip der Aktorik abhängig. Hierfür kommen prinzipiell sowohl standardisierte als auch speziell angepasste Elektronik in Frage.

Führungsdraht durch die Bedieneinheit führen

In Abhängigkeit von der Art der Krafteinkopplung und –erzeugung muss der Draht durch die Bedieneinheit geführt werden. Aufgrund der niedrigen Biegesteifigkeit des Drahtes besteht die Gefahr, dass der Draht zwischen den krafteinleitenden Komponenten herausrutscht. Eine sichere Führung des Drahtes innerhalb der haptischen Bedieneinheit muss gewährleistet sein. Des Weiteren sind hierbei ergonomische Aspekte zu berücksichtigen. Es ist anzustreben, die gewohnten Handgriffe des Kardiologen beizubehalten. Das Einlegen des Führungsdrahtes in die haptische Bedieneinheit muss einfach und sicher gestaltet werden.

Bedieneinheit fixieren

Die Bedieneinheit muss am hämostatischen Ventil am Zugang zum Patienten angekoppelt und sicher fixiert werden. Art und Weise des Kraftschlusses und ergonomische Aspekte, die sich aus dem Anwendungsszenario im Herzkatheterlabor ergeben, müssen hierbei berücksichtigt werden.

Fazit

In Abschnitt 6.1 wird das Teilproblem der Krafteinkopplung auf den Führungsdraht detailliert behandelt. Die Bewertung unterschiedlicher physikalischer Wirkprinzipien zur Krafterzeugung und die Auswahl eines Aktorwirkprinzips wird in Abschnitt 6.2 betrachtet. Tabelle 6.2 gibt eine übersichtliche Darstellung der zu lösenden Teilprobleme und der Abschnitte, in denen diese thematisch behandelt werden, wieder.

Tabelle 6.2: Übersicht der Teilprobleme beim Entwurf der haptischen Bedieneinheit

Teilproblem	behandelt in
Kraft auf den Führungsdraht einkoppeln	Abs. 6.1
Kraft erzeugen und wandeln	Abs. 6.2
Bedieneinheit fixieren	Abs. 6.4
Führungsdraht durch die Bedieneinheit führen	Abs. 6.4
Elektrisches Kraftsignal verstärken (Elektronik)	Abs. 8.1

6.1 Krafteinkopplung auf den Führungsdraht

Die zuverlässige Einkopplung einer Kraft auf den Führungsdraht stellt das Kernproblem bei der Entwicklung der haptischen Bedieneinheit dar. Im Folgenden werden zunächst die relevanten Bewertungskriterien zur Auswahl einer geeigneten Mechanismus herausgearbeitet und erläutert. Im Anschluss werden ausgewählte Konzepte dargelegt und durchgeführte Vorversuche zur abschließenden Beurteilung aufgeführt. Der Abschnitt schließt mit der Auswahl eines Mechanismus zur Krafteinkopplung.

6.1.1 Bewertungskriterien

Die Bewertungskriterien zur Auswahl eines Prinzips zur Krafteinkopplung werden aus den Anforderungen an das haptische Assistenzsystem abgeleitet. Zusätzliche Kriterien werden aus dem Wunsch einer fertigungsgerechten Konstruktion abgeleitet. Ebenso werden ergonomische Aspekte hierbei berücksichtigt. In Tabelle 6.3 werden die aufgestellten Bewertungskriterien, die Bewertungsskala und deren Gewichtung dargestellt. Die Gewichtung resultiert aus einem Paarvergleich und kann in Anhang B eingesehen werden. Es folgt nun die Erläuterung der einzelnen Bewertungskriterien.

Geringe Abrasivität

Die Nutzung der haptischen Bedieneinheit darf nur einen minimalen Verschleiß an der Beschichtung des Führungsdrahtes verursachen. Abgeriebene Partikel der Beschichtung könnten in den Blutkreislauf des Patienten geraten und zu schwerwiegenden Komplikationen führen. Zwar werden Maßnahmen ergriffen, um das Eindringen von Partikeln zu verhindern (Silikonlippe am Zugang des hämostatischen Ventils), jedoch ist die Entstehung solcher Partikel im Vorhinein zu vermeiden. Wird das haptische Feedback flächig bzw. linienförmig auf den Führungsdraht eingekoppelt ist von einem minimalen Verschleiß auszugehen. Mechanismen mit einer solchen Krafteinkopplung werden daher am besten bewertet. Lösungen, bei denen die Kraftkopplung punktuell erfolgt, erzeugen hohe mechanische Druckbeanspruchungen. Hierdurch ist von einer hohen Abrasivität auszugehen. Sie werden daher am schlechtesten bewertet.

Gute Miniaturisierbarkeit

Aus der Anforderung einer einfachen Integration in den Behandlungsablauf geht hervor, dass die haptische Bedieneinheit am hämostatischen Ventil am Zugang zum Patienten angebracht werden soll. Daher wird eine gute Miniaturisierbarkeit der Bedieneinheit angestrebt. Wird die Miniaturisierbarkeit eines Lösungsansatzes durch den Bewegungsraum des Kardiologen beschränkt, so ist mit einem entsprechend großem Aufbau der haptischen Bedieneinheit zu rechnen. Beschränken die Leistungsparameter des Antriebs und die Eigenschaften des Drahtes (z.B. minimale Biegeradien) das Miniaturisierungspotential, so kann die haptische Bedieneinheit deutlich kleiner gestaltet werden. Lösungen deren Miniaturisierbarkeit lediglich von den Leistungsparametern der Aktorik beschränkt werden, bieten das höchste Miniaturisierungspotential und werden somit am besten bewertet.

Tabelle 6.3: Bewertungskriterien zur Auswahl eines Mechanismus zur Krafteinkopplung.

Kriterium/ Bewertungsskala	0	1	2	Gewichtung
Geringe Abrasivität der Krafteinkopplung	Punktuelle Krafteinkopplung	-	Flächige bzw. linienförmige Krafteinkopplung	23 %
Gute Miniaturisierbarkeit	Abhängigkeit vom minimalen Bewegungsspielraum	Abhängigkeit von Leistungsparametern und mechanischen Eigenschaften des Drahtes	Ausschließliche Abhängigkeit von Leistungsparametern	19 %
Positionsunabhängige Kraftdarstellung	Prinzipbedingt un stetiger Kraftverlauf	-	Bedingt durch Fertigungstoleranzen	14 %
Geringe Anzahl von Lagern und Gelenken	> 6	6	3	14 %
Geringer Abstand zwischen Krafteinleitung und Nutzer	> 80 mm	80 mm	60 mm	14 %
Niedrige Reibung	Gleitreibung	Rollreibung, zusätzliche Reibkontakte	Rollreibung	10 %
Einfache Führungsdrahtankopplung	Geänderte Vorgehensweise; > 5 Handgriffe	Geänderte Vorgehensweise; 5 Handgriffe	Keine Anpassung der bisherigen Vorgehensweise	6 %

Niedrige Reibung

Das Kriterium der niedrigen Reibung umfasst die Reibung, die der Bewegung des Führungsdrahtes entgegen wirkt. Sie bestimmt somit zusammen mit den Massen der Bedieneinheit die Eingangsimpedanz des Co-Manipulators. Des Weiteren begünstigt eine niedrige Reibung einen niedrigen Verschleiß, als auch geringe Hystereseeffekte. Darüber hinaus können so Stick-Slip-Effekte vermieden werden. Tritt beim Führen des Drahtes ein Gleitreibkontakt auf, so muss mit einer hohen Reibung gerechnet werden. Treten neben einer Rollreibung nur unvermeidbare Lagerreibungen auf, so ergeben sich insgesamt minimale Reibungsverluste. Treten neben der Roll- und Lagerreibung zusätzliche Reibkontakte im Kraftfluss auf, so muss von leicht erhöhten Reibungsverlusten ausgegangen werden.

Positionsunabhängige Kraftdarstellung

Für ein möglichst realistisches haptisches Feedback ist eine positionsunabhängige Kraftdarstellung beim Bewegen des Drahtes notwendig. Ergibt sich durch den gewählten Mechanismus ein positionsabhängiger unstetiger Kraftverlauf, so ist dies für den Nutzer beim Bewegen des Drahtes ähnlich einer überlagerten Kraft spürbar. Lösungsansätze bei denen eine positionsabhängige Kraftdarstellung prinzipbedingt zu erwarten ist, werden daher am schlechtesten bewertet. Lösungen, die lediglich aufgrund nicht vermeidbarer Fertigungstoleranzen eine Positionsabhängigkeit aufweisen, werden am höchsten bewertet.

Geringe Anzahl von Lagern und Gelenken

Je mehr Lagerreaktionen in der haptischen Bedieneinheit auftreten, desto größer wird das kumulierte Lagerspiel in den kraftführenden Komponenten. Ein signifikantes Lagerspiel ist deutlich zu spüren und führt somit zu einer deutlichen Beeinträchtigung der haptischen Rückmeldung. Es ist daher zu vermeiden. Es wird erwartet, dass mit einer Zunahme der Anzahl der Lagerreaktionen im Kraftfluss das gesamte Spiel zunimmt. Lösungen mit einer möglichst geringen Anzahl an Lagerreaktionen werden daher am besten bewertet.

Geringer Abstand zwischen Krafteinleitung und Nutzer

In Abschnitt 4.4 werden die Vorteile einer Positionierung der haptischen Bedieneinheit am hämostatischen Ventil aufgezeigt und diese Position für die haptische Bedieneinheit festgelegt. Daher wird der Führungsdraht bei der Einkopplung einer Kraft auf Druck beansprucht. Damit die geforderte Kraft auf den Draht eingekoppelt werden kann, ist daher ein möglichst geringer Abstand zwischen dem Krafteinleitungspunkt und dem Handstück, welches der Kardiologe führt anzustreben. Je geringer der Abstand, umso größere Kräfte können übertragen werden, bevor der Draht zu Knicken beginnt. Lösungen bei denen der Abstand zwischen Krafteinleitung und Nutzer unter 60 mm beträgt, können sicher eine Kraft von 1 N übertragen (vgl. Abs. 4.3) und werden daher am besten bewertet. Mechanismen mit Abständen über 80 mm erlauben mit hoher Wahrscheinlichkeit nicht die Übertragung der geforderten Maximalkraft und werden daher am schlechtesten bewertet.

Einfache Führungsdrahtankopplung

Für die Akzeptanz des haptischen Assistenzsystems in einem medizinischen Umfeld ist eine einfache Integration in den bestehenden Behandlungsablauf wichtig. Daher wird angestrebt, das in Abschnitt 2.2 vorgestellte gewohnte Vorgehen bei einer Herzkatheterisierungen möglichst nicht oder nur geringfügig zu ändern. Kann das bisherige Vorgehen beim Einführen des Drahtes mit einer Einführhilfe beibehalten werden, so wird dies mit der höchsten Punktzahl bewertet. Mit zunehmender Abweichung vom üblichen Vorgehen und der Anzahl der zusätzlich benötigten Handgriffe, führt zu einer schlechteren Bewertung.

6.1.2 Bewertung ausgewählter Mechanismen

Insgesamt werden elf unterschiedliche Lösungsansätze zur Einkopplung eines haptischen Feedbacks auf den Draht untersucht und bewertet. Im Folgenden werden die fünf erfolgversprechendsten Konzepte näher betrachtet.

Zwei Reibräder

Der Ansatz in Abbildung 6.2 mit zwei gegeneinandergedrückten Reibrädern eine Kraft auf einen Draht oder Katheter einzukoppeln wurde bereits in [53], [101], [98], [100] aufgegriffen. Hierbei wird der Draht zwischen zwei Rollen hindurch geführt. Die beiden Rollen werden zur Einkopplung der auszugebenden Kraft gegeneinander gedrückt um eine ausreichend hohe Haftung zwischen Antriebsrad und Führungsdraht zu erzielen und somit eine haptische Rückmeldung zu ermöglichen. Das andere Reibrad wird nicht angetrieben und dient lediglich der Erzeugung der notwendigen Anpresskraft. Zur Gewährleistung einer ausreichend hohen Haftung müssen die Rollen mit einem elastischen Material beschichtet werden – vorzugsweise einem Polymer. Vorteilhaft an diesem Mechanismus sind die gute Miniaturisierbarkeit, die geringe Anzahl von bewegten Komponenten und somit von Lagerstellen und die geringe Abrasivität bei entsprechender Beschichtung der Reibräder. Die Reibung ist aufgrund des Aufeinanderpressens der beiden Rollen und der daraus resultierenden Umformarbeit in der Beschichtung erhöht.

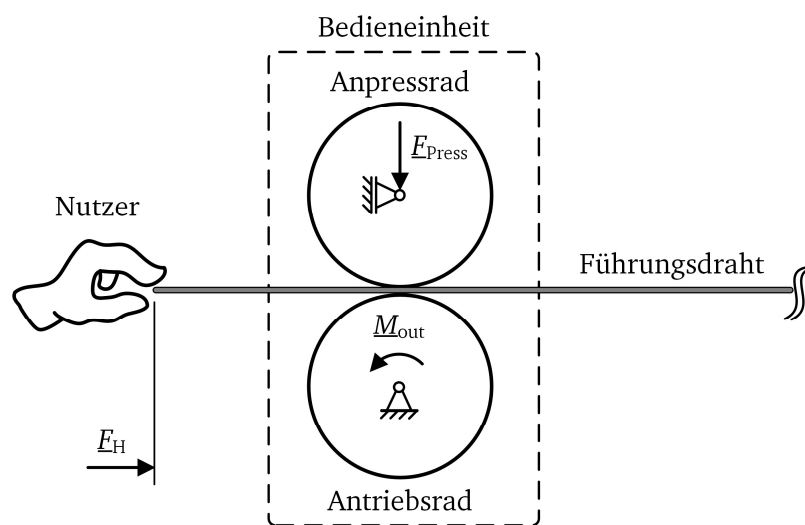


Abb. 6.2: Mechanismus mit zwei gegeneinandergedrückten Reibrädern.

Beide Reibräder werden zur Kraftkopplung gegeneinander gepresst.

Drei Reibräder

Der in Abbildung 6.3 gezeigte Mechanismus mit drei Reibrädern ähnelt auf den ersten Blick stark dem vorangegangenen Konzept mit zwei Reibrädern. Im Gegensatz zu dem vorgenannten wird hier aber der Führungsdraht nicht punktuell auf die antreibende Rolle gepresst, sondern durch zwei passive Rollen über einen größeren Bereich linienförmig angepresst. Hierdurch wird die Haftung zwischen Führungsdraht und Antriebsrad erhöht. Hierdurch kann bei gleichbleibender Anpresskraft eine größere Kraft auf den Draht eingekoppelt werden. Im Gegensatz zu einem Mechanismus mit zwei Reibrädern berühren sich die Rollen nicht gegenseitig, wodurch Reibungsverluste durch die Umformarbeit in der Rollenbeschichtung entfallen. Allerdings lässt sich dieses Konzept auf-

grund des zusätzlichen Reibrades und der Beachtung des minimalen Biegeradius des Drahtes nicht im gleichen Maße miniaturisieren wie ein Mechanismus mit zwei Reibrädern.

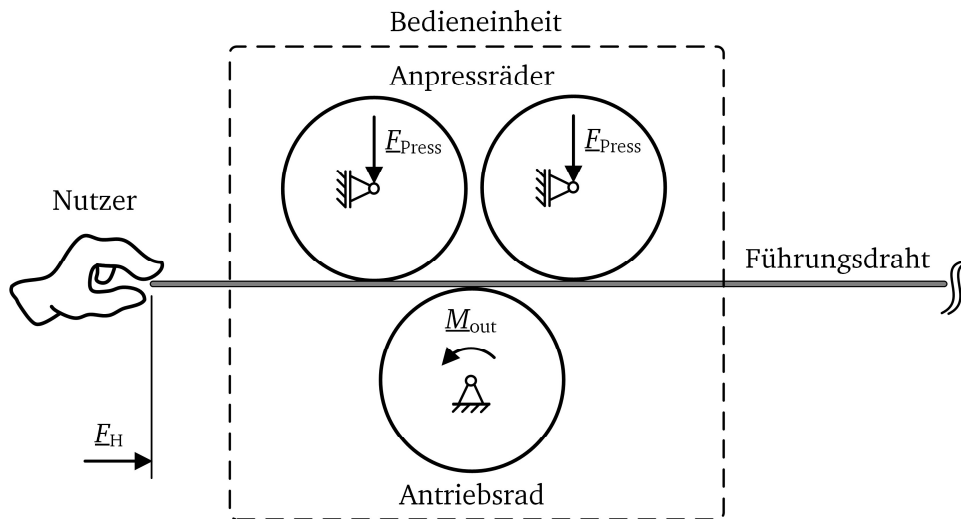


Abb. 6.3: Mechanismus mit drei Reibrädern.

Zwei nicht angetriebene Reibräder spannen den Führungsdraht über das antreibende Reibrad.

Riemenantrieb

Abbildung 6.4 zeigt den prinzipiellen Aufbau eines Riemenantriebs. Hierbei wird ein Riemen um zwei Räder geführt. Ein Rad wird hierbei aktiv angetrieben. Zur Erzeugung einer ausreichenden Haftung des Drahtes an dem antreibenden Riemen wird ein zweiter nicht angetriebener Riemen verwendet. Alternativ sind auch mehrere passive Rollen denkbar. Mittels dieses Konzeptes wird eine weitere Erhöhung der Kontaktfläche zwischen Draht und den antreibenden Komponenten erreicht. Nachteilig ist, dass deutlich mehr Lager als bei den beiden zuvor genannten Lösungsansätzen benötigt werden. Durch Fluchtungsfehler der aktiven und passiven Seite kann es zudem zu einem seitlichen Weglaufen des Drahtes in der Bedieneinheit kommen. Darüber hinaus ist aufgrund der vergrößerten Haftreibung auch mit einem größeren Reibmoment beim Aufbringen eines axialen Momentes zu rechnen.

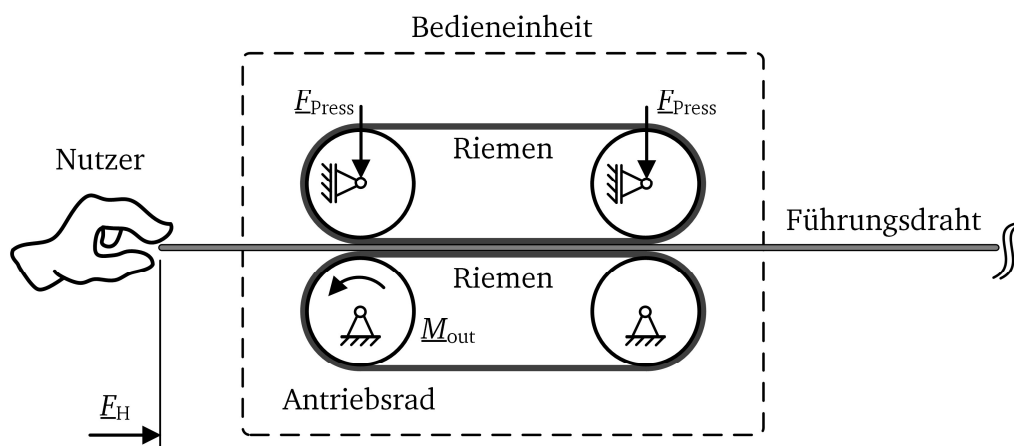


Abb. 6.4: Mechanismus mit Riemen zur Krafteinkopplung.

Zwei Riemen werden zur Krafteinkopplung gegeneinander gedrückt.

Klemmaktorik

Bei Verwendung von einer Klemmaktorik zur Krafteinkopplung wird der Führungsdraht entsprechend Abbildung 6.5 zwischen zwei Greifbacken, welche auf einem Schlitten fixiert sind, geklemmt. Der Schlitten wird dann linear aktuiert, um eine Kraft auf den Draht zu übertragen. Dieser Ansatz ermöglicht eine sichere Fixierung des Drahtes. Ein Schlupf ist nahezu ausgeschlossen. Die Miniaturisierung ist jedoch stark eingeschränkt, da der Schlitten den gesamten Arbeitsraum durchfahren können muss. Denkbar ist die Nutzung zweier Schlitten mit Klemmaktorik, welche in einem alternierenden Betrieb die Kraft auf den Draht übertragen. Eine in diesem Fall notwendige Regelung und die Notwendigkeit von zusätzlichen Aktoren zur Erzeugung der Klemmkraft führen zu einem deutlich komplexeren Aufbau. Ein großer Nachteil eines Mechanismus mit Klemmaktorik ist, dass ein Drehen des Führungsdrahtes unterbunden wird. Ein Drehen durch den Kardiologen ist somit nur bei geöffneten Greifbacken möglich. Haptische Rückmeldung und gleichzeitiges Drehen schließen sich somit gegenseitig aus.

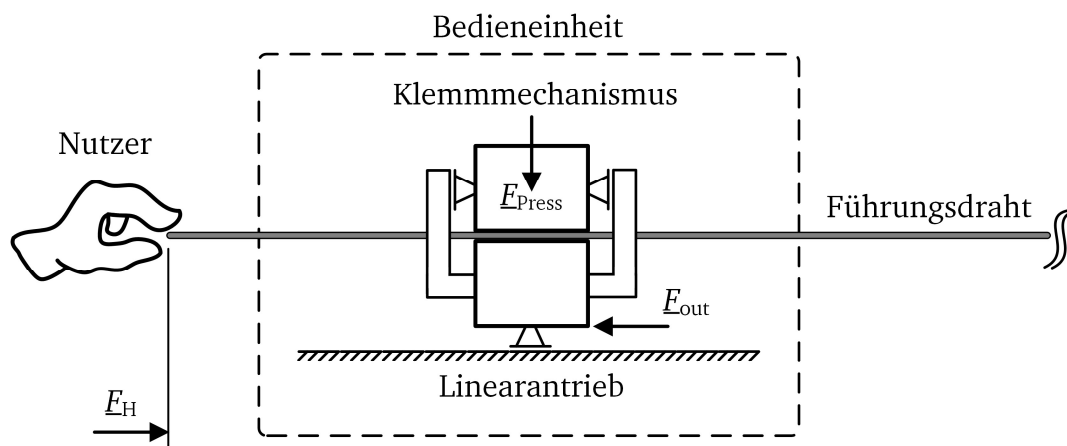


Abb. 6.5: Mechanismus mit Klemmaktorik.

Der Führungsdraht wird zwischen zwei Greifbacken geklemmt. Ein Drehen des Drahtes ist nicht mehr möglich.

Krafteinkopplung mit Resonator

In Abbildung 6.6 ist exemplarisch der Aufbau eines Resonatorantriebs zur Krafteinkopplung dargestellt. Mit Hilfe eines meist piezoelektrischen oder magnetostriktiven Aktors wird ein Resonator in Schwingung versetzt. In Folge vollführt die Spitze eine elliptische Bewegung, welche genutzt werden kann, um den Führungsdraht direkt zu aktivieren. Vorteile eines solchen Konzepts sind die sehr gute Miniaturisierbarkeit und das Entfallen von Lagerstellen. Nachteilig ist im Besonderen die hohe Abrasivität des Verfahrens, da durch die punktuelle Krafteinkopplung hohe mechanische Druckbeanspruchungen auftreten, die den Führungsdraht und dessen Beschichtung beschädigen können. Zudem entstehen durch die hohen Flächendrucke auch hohe Reibungen. In [108] zeigt sich, dass eine sichere Einkopplung der Aktorkraft problematisch ist. Außerdem sprechen die hohe Abrasivität und Reibung gegen einen Einsatz als haptische Bedieneinheit.

Diskussion der Bewertungsergebnisse

Die Bewertungsergebnisse der fünf Vorzugsvarianten sind übersichtlich in Tabelle 6.4 aufgeführt. In Anhang B kann die ausführliche Bewertung eingesehen werden.

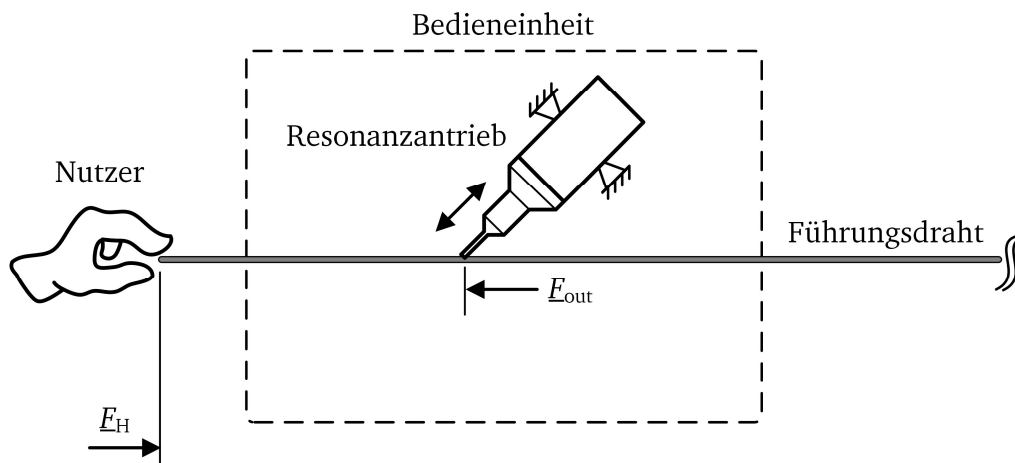


Abb. 6.6: Mechanismus mit Resonanzantrieb.

Punktförmige Aktuierung des Führungsdrahtes und somit hohe Druckbeanspruchung der Drahtbeschichtung.

Die Analyse zeigt, dass Mechanismen mit Reibrädern die besten Ergebnisse erzielen. Dies ist besonders auf die gute Miniaturisierbarkeit, die geringe Abrasivität und niedrige Reibung zurückzuführen.

Riemenantriebe weisen ähnliche Eigenschaften wie Reibräder auf. Allerdings ist hier mit einer im Vergleich höheren Reibung und geringeren Miniaturisierbarkeit zu rechnen.

Mechanismen mit Klemmaktoren haben den großen Nachteil, dass ein Drehen des Führungsdrahtes bei gleichzeitiger Klemmung nicht möglich ist. Ein haptisches Feedback und simultanes Navigieren sind somit nicht möglich.

Eine punktförmige Einkopplung des haptischen Feedbacks bietet prinzipiell das höchste Miniaturisierungspotential. Allerdings stehen diesem Vorteil eine sehr hohe Reibung und Abrasivität gegenüber. Die Nachteile überwiegen bei dieser Art der Krafteinkopplung deutlich.

Tabelle 6.4: Bewertungsergebnisse ausgewählter Mechanismen.

Mechanismus	Zwei Reibräder	Drei Reibräder	Riemenantrieb	Klemmaktorik	Resonator
Gesamtbewertung	1,65	1,56	1,33	1,23	1,21

Aufgrund der Bewertungsergebnisse werden für den Entwurf der haptischen Bedieneinheit nur Mechanismen mit Reibrädern betrachtet. Da die Unterschiede der Bewertungsergebnisse für Konzepte mit zwei bzw. drei Reibrädern sehr gering sind, werden zur endgültigen Auswahl eines Mechanismus zusätzliche Vorversuche durchgeführt.

6.1.3 Vorversuche zur Haftkraft

Im Rahmen der Vorversuche werden Mechanismen mit zwei und drei Reibrädern miteinander verglichen. Hierbei werden unterschiedliche Materialien zur Rollenbeschichtung getestet und die benötigte Anpresskraft zur Übertragung einer Kraft von 1 N auf den Führungsdraht untersucht.

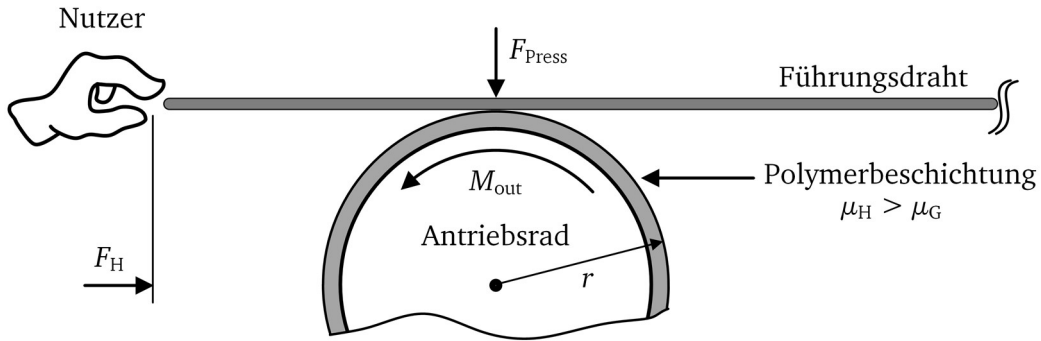


Abb. 6.7: Reibkontakt zwischen Führungsdraht und antreibenden Reibrad.

Damit mit einem Reibrad eine tangentiale Kraft auf den Führungsdraht übertragen werden kann, muss die Haftreibung F_{Haft} zwischen antreibender Rolle und Führungsdraht größer als die axiale Kraft des haptischen Feedbacks im Führungsdraht F_H sein (Abb. 6.7). Es muss also gelten:

$$F_{Haft} > F_H. \quad (6.1)$$

Die maximale Haftkraft $F_{Haft,krit}$ wiederum ist von der Normalkraft F_{Press} und dem Haftreibungskoeffizient μ_H abhängig und lässt sich für zwei aufeinander reibende Objekte durch

$$F_{Haft,krit} = \mu_H \cdot F_{Press} \quad (6.2)$$

beschreiben. Der Koeffizient der Haftkraft μ_H ist größer als der Reibkoeffizient beim Gleiten μ_G .

$$\mu_H \geq \mu_G. \quad (6.3)$$

Überschreitet die tangentiale Kraft F_H die maximale Haftkraft $F_{Haft,krit}$, so beginnt der Draht auf der Rolle zu gleiten; Schlupf tritt ein. Eine kontrollierte Krafteinleitung ist nicht mehr möglich und ohne eine Erhöhung der Anpresskraft oder Reduzierung der Tangentialkraft, kann eine Haftung des Drahtes auf dem Reibrad nicht mehr gesichert werden.

Der oben aufgezeigt Zusammenhang gestattet eine gute analytische Abschätzung der Haftkräfte zwischen Festkörpern. Die entsprechenden Reibkoeffizienten können der Literatur entnommen werden. Da als Beschichtung der Reibräder Elastomere verwendet werden, ist eine analytische Beschreibung der resultierenden maximalen Haftkräfte hierbei nicht zufriedenstellend möglich. So ist der Reibkoeffizient μ_H in diesem Fall abhängig von der Normalkraft F_N , der Kontaktfläche als auch der Gleitgeschwindigkeit [83]. Meist ist dieser Zusammenhang auch stark nichtlinear [93]. Ursachen hierfür sind eine elastische Verformung der Walzenbeschichtung, wodurch es vermehrt zu Mikroformschlüssen und erhöhten Adhäsionskräften entsprechend Abbildung 6.8 kommt [83].

Die Haftreibung einer Materialpaarung von Elastomer und Festkörper wird somit in erster Linie von den Volumeneigenschaften des Elastomers beeinflusst, die aus den elastischen Verformungen resultieren [83]. In [8] wird aufgeführt, dass die Mechanismen bei einer Reibpaarung noch nicht abschließend geklärt sind. Nach [85] sind daher praktische Versuche unerlässlich, um eine Reibpaarung beurteilen zu können.

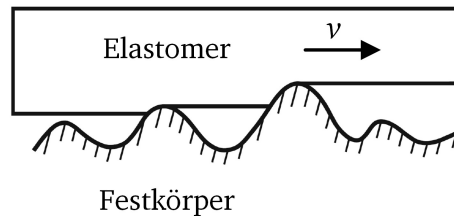


Abb. 6.8: Reibkontakt zwischen einem Elastomer und einem Festkörper [83].

Versuchsdurchführung

Zur Versuchsdurchführung wird der in Abbildung 6.9 abgebildete Versuchstand entwickelt und aufgebaut. Der Versuchstand ermöglicht die Bestimmung der notwendigen Normalkraft in Abhängigkeit von der zu übertragenden Kraft des haptischen Feedbacks. Am Fundament ist das antreibende Reibrad angebracht. Das nicht angetriebene, also das anpressende Reibrad bzw. die anpressenden Reibräder werden über einen Hebel auf die antreibende Rolle gedrückt. Die Anpresskraft wird über Gewichte vorgegeben und auf maximal 20 N begrenzt.

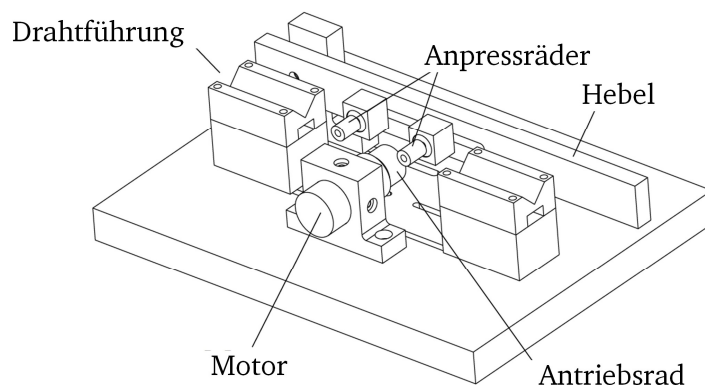


Abb. 6.9: Aufgebauter Versuchstand zur Bestimmung der notwendigen Anpresskraft.
*Versuchsstand ist geeignet für die Erprobung von Mechanismen mit zwei oder drei Reibrädern.
 Anpresskraft wird mit Massen eingestellt.*

Neben dem Vergleich von Mechanismen mit zwei oder drei Reibrädern werden unterschiedlichen Beschichtungsmaterialien (Polyurethane und Silikone) mit variierenden Shore-Härten auf Rollen mit gleicher Geometrie aufgebracht und anschließend im Versuchstand erprobt [147]. Insgesamt werden acht unterschiedliche Materialien mit Shore-A-Härten von 25 bis 80 untersucht. Jedes Beschichtungsmaterial wird mit beiden Mechanismen erprobt. Als Versuchsdraht wird ein konventioneller PTFE-beschichteter Führungsdraht zwischen den Reibrädern eingelegt. Eine Zugkraft F_H wird mit einer Masse von 0,1 kg auf den Draht aufgebracht und stellt somit eine statische Kraftbelastung von ca. 1 N dar. Der Motor wird mechanisch festgebremst, damit sich das antreibende Reibrad nicht bewegen kann. Anschließend wird die Anpresskraft der passiven Rollen auf den

Draht schrittweise durch Auflegen von Massen erhöht bis kein Gleiten des Drahtes zwischen den Reibrädern mehr auftritt.

Versuchsergebnisse

Die Versuchsreihe mit zwei aufeinander gepressten Reibrädern zeigt, dass zum Aufbringen einer tangentialen Kraft von 1 N auf einen teflonbeschichteten Führungsdraht relativ hohe Anpresskräfte notwendig sind. Je nach Material der Rollenbeschichtung kann eine Krafteinkopplung ohne ein Gleiten des Drahtes erst ab 13,5 N erreicht werden. Bei den übrigen Proben kann selbst bei einer Anpresskraft von 20 N keine statische Kraft von 1 N aufgekoppelt werden. Beschichtungen mit einer niedrigen Shore-A-Härte werden durch die hohen Anpresskräfte sogar zerstört. Des Weiteren kann eine starke Abplattung der Rollenbeschichtungen ab einer Anpresskraft von etwa 10 N beobachtet werden; ein Abrollen der Rollen gegeneinander ist nicht mehr möglich. Dagegen kann bei Nutzung eines unbeschichteten Edelstahldrahtes eine tangentiale Kraft von 1 N schon bei der niedrigsten einstellbaren Anpresskraft von 0,66 N (Eigengewicht der Wippe und der Anpressrollen) aufgebracht werden. Da sich bereits bei trockenen Reibrädern zeigt, dass keine sichere Haftung des beschichteten Führungsdrahtes erzielt werden kann, wird die Haftung bei nassen Rollen nicht weiter betrachtet. Die Versuchsergebnisse für den Mechanismus mit zwei Reibrädern sind übersichtlich in Tabelle 6.5 aufgeführt.

Tabelle 6.5: Versuchsergebnisse mit der Anordnung mit zwei Reibrädern.

Reibradbeschichtung	Härte Shore-A	Anpresskraft (trocken) in N
Elastosil RT604	25	Zerstörung
Elastosil RT601	45	Haftung ab 13,5 N
Sylgard 184	50	ohne Haftung bis 20 N
Albisil A-7160	60	ohne Haftung bis 20 N
Vytaflex 30	30	Haftung ab 13,5 N
Vytaflex 40	40	ohne Haftung bis 20 N
Vytaflex 60	60	ohne Haftung bis 20 N
PMC 780	80	ohne Haftung bis 20 N

Die Ergebnisse der Versuche mit einem aus drei Reibrädern basierenden Mechanismus sind in Tabelle 6.6 dargestellt. Die Versuche zeigen, dass mit einer Anpresskraft von ca. 5,5 bis 7,5 N zuverlässig eine statische Tangentialkraft von 1 N auf einen beschichteten Führungsdraht eingekoppelt werden kann. Zur Untersuchung der Haftungseigenschaften bei fluidischer Verschmutzung wird Wasser verwendet. Es zeigt sich, dass die benötigten Anpresskräfte sich durch die Verschmutzung nicht signifikant erhöhen. Dieses Ergebnis bestätigt die Aussage aus [83], dass die

Haftreibung bei Elastomeren in erster Linie durch die Volumeneigenschaften, also der resultierenden Mikroformschlüsse durch Verformung und des hierfür notwendigen Energieeintrags, bestimmt wird. Ein weiteres Ergebnis ist, dass keine signifikanten Abhängigkeiten der Haftreibung von den unterschiedlichen Shore-A-Härten der Beschichtungen festgestellt werden konnte. Beschichtungen mit Shore-A-Härten kleiner A25, bei denen die Beschichtung zerstört wird, werden nicht verwendet. Ein zusätzlicher Vorteil dieses Mechanismus ist, dass die passiven Reibräder zum Aufbringen der Anpresskraft nicht das antreibende Reibrad berühren müssen. Aufgrund der Biegesteifigkeit des Führungsdrahtes wird der Draht ähnlich einer Blattfeder gegen das antreibende Rad gepresst. Hierdurch entfallen die Reibungsverluste, die durch ein direktes Berühren der Reibräder und der daraus resultierenden Verformung entstehen würden. Die Reibung beim translatorischen Bewegen des Drahtes wird nicht messtechnisch bestimmt. Trotzdem kann festgestellt werden, dass die Reibung beim Mechanismus mit drei Reibrädern niedriger ist als mit zwei Reibrädern.

Tabelle 6.6: Versuchsergebnisse mit der Anordnung mit drei Reibrädern.

Reibradbeschichtung	Härte Shore-A	Anpresskraft (trocken) in N	Anpresskraft (nass) in N
Elastosil RT604	25	Zerstörung	Zerstörung
Elastosil RT601	45	Haftung ab 5,67 N	Haftung ab 7,17 N
Sylgard 184	50	Haftung ab 5,67 N	Haftung ab 5,67 N
Albisil A-7160	60	Haftung ab 7,17 N	Haftung ab 7,17 N
Vytaflex 30	30	Haftung ab 7,17 N	Haftung ab 7,17 N
Vytaflex 40	40	Haftung ab 7,17 N	Haftung ab 7,17 N
Vytaflex 60	60	Haftung ab 5,67 N	Haftung ab 7,17 N
PMC 780	80	Haftung ab 5,67 N	Haftung ab 7,17 N

6.1.4 Auswahl des günstigsten Vorzugsmechanismus

Im Folgenden werden die wichtigsten Erkenntnisse der Vorversuche zur Haftreibungsbestimmung zusammengefasst:

1. Der Mechanismus mit zwei aufeinandergepressten Reibrädern ist nicht geeignet eine statische tangential Kraft von 1 N auf einen teflonbeschichteten Draht ohne Schlupf einzukoppeln.
2. Der Mechanismus mit drei Reibrädern gewährleistet eine schlupffreie Krafteinkopplung von 1 N sowohl im trockenen als auch im nassen Zustand.
3. Das Aufbringen der Anpresskraft bedingt hierbei kein gegenseitiges Berühren der einzelnen Rollen und vermeidet somit ungewollte zusätzliche Verformungsarbeit der Rollenbeschich-

tung. Die Reibung bei einer translatorischen Bewegung des Drahtes ist somit geringer als bei einem Mechanismus mit zwei Reibrädern.

4. Es kann keine signifikante Abhängigkeit von Shore-A-Härte und Haftreibung festgestellt werden. Durch präzisere Messmittel lässt sich eventuell eine solche Korrelation nachweisen. Für den Entwurf der haptischen Bedieneinheit kann abgeleitet werden, dass das härteste Elastomer zur Beschichtung der Rollen genutzt werden sollte. Die niedrigere Nachgiebigkeit kommt den dynamischen Eigenschaften der Bedieneinheit zugute.

Die Vorversuche haben gezeigt, dass Mechanismen mit drei Rollen, denen mit zwei Rollen deutlich überlegen sind. Ersterer kann alle Anforderungen an die haptische Bedieneinheit erfüllen, während der zweite nur bedingt und mit großen Abstrichen zur Einkopplung einer Kraft auf einen Führungsdraht geeignet ist. Aufgrund der Summe von Vorteilen wird daher ein Mechanismus mit einem antreibenden Reibrad und zwei passiven Reibrädern für den Entwurf der haptischen Bedieneinheit ausgewählt.

6.2 Aktorauswahl

Die Auswahl der Aktoren orientiert sich an den geforderten Leistungsdaten (Kraft, Bandbreite), der Art der Ansteuerung und der kinematischen Struktur zur Ankopplung der Kraft an den in Abschnitt 6.1 festgelegten Mechanismus.

In Abbildung 6.10 werden exemplarisch sechs möglichen Varianten zur Ankopplung eines mechanischen Momentes auf das antreibende Reibrad schematisch dargestellt.

Bei Verwendung einer rotatorischen Kraftquelle kann das antreibende Rad entweder direkt angetrieben (Abb. 6.10 a) oder über ein Getriebe angekoppelt werden (Abb. 6.10 b). Diese Getriebe können sowohl formschlüssig (z.B. Zahnrad-, Zahnriemen-, Kettengetriebe) als auch kraftschlüssig (z.B. Reibrad-, Flachriemen-, Kegelringgetriebe) realisiert werden und ermöglichen über das Übersetzungsverhältnis eine Anpassung von Antrieb und Abtrieb [32]. Getriebearten mit einer ungleichförmigen Kraftübertragung werden in dieser Arbeit nicht näher betrachtet. Der Vorteil eines Direktantriebes ist das Entfallen zusätzlicher Getriebestufen. Hierdurch können die bewegten Massen und Reibungen reduziert werden, was der Bandbreite der Kraftausgabe zu Gute kommt.

Bei Einsatz eines Resonanzantriebs wird die Kraft über ein stabförmiges Element auf das anzutreibende Rad übertragen. Die Umformung der translatorischen in eine rotatorische Bewegung stellt ebenfalls ein Getriebe dar. Hierbei kann grundsätzlich zwischen monomodalen Antrieben, die nur in einer Raumrichtung Bewegungen erzeugen (Abb. 6.10 c) und multimodalen Antrieben mit mehreren Bewegungsrichtungen (Abb. 6.10 d) unterschieden werden.

Linearantriebe mit translatorischen Bewegungsrichtung bedingen eine Getriebestufe zur Umformung der translatorischen Bewegung in eine rotatorische. Möglich Getriebe hierfür sind die bereits erwähnten Umlaufgetriebe, aber auch Zahnstangengetriebe. Aufgrund des linearen Verfahrensweges wird jedoch der Arbeitsraum beschränkt. Die Vorteile eines Mechanismus basierend auf Reibrädern, würden nicht zum Tragen kommen. Antriebe mit einem linearen Verfahrensweg werden daher aus der weiteren Betrachtung ausgeschlossen.

Abb. 6.10: Exemplarische Darstellung möglicher kinematischer Strukturen zur Ankopplung eines Aktors.

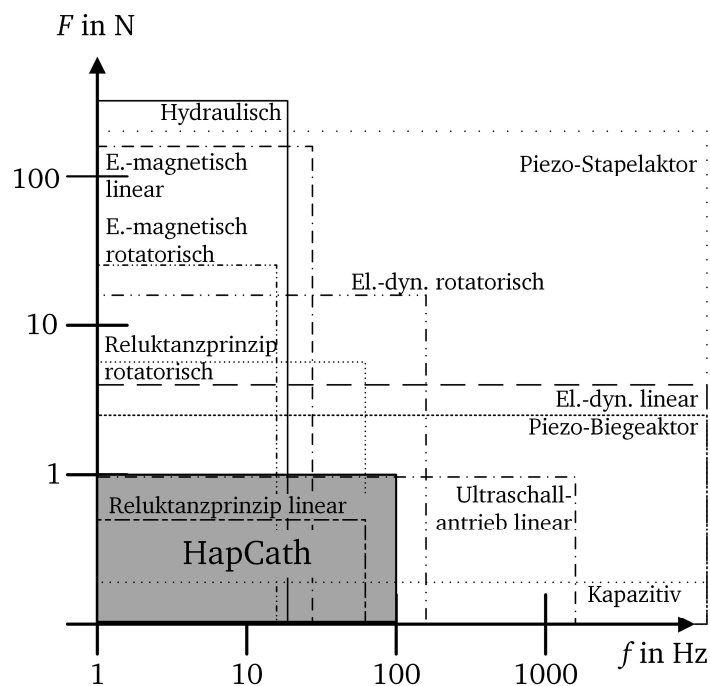


Abb. 6.11: Darstellung technischer Einsatzgebiete von Aktorprinzipien in Bezug auf Kraft und Dynamik [53].

Diese kurze Analyse zeigt, dass sowohl rotatorische Antriebe als auch Resonanzantriebe als mögliche Aktoren für die haptische Bedieneinheit betrachtet werden müssen.

Die wichtigsten Kriterien zur Auswahl eines Aktor-Wirkprinzips für die haptische Bedieneinheit sind die erzeugbare Kraft und deren Bandbreite. Abbildung 6.11 zeigt übersichtlich die Einsatzgebiete von aktorischen Wirkprinzipien hinsichtlich ihrer erzeugbaren Kraft und der Bandbreite der Krafterzeugung. Hierbei wird als Randbedingung ein Aktorvolumen gängiger Kleinantriebe von 1 dm^3 angenommen. Aktoren, die zur Nutzung als Kraftquelle einer Regelung bedürfen sind unterstrichen. Zusätzlich ist der Bereich von Aktoren markiert, welche prinzipiell die Anforderungen an die haptische Bedieneinheit erfüllen. Die Übersicht beruht auf den Erkenntnissen in [41] und [53], welche sich auf die Analyse in [46] zurückführen lassen. Die Darstellung zeigt, dass nur Aktoren nach dem elektrodynamischen oder piezoelektrischen Wirkprinzip die Anforderungen an die haptische Bedieneinheit erfüllen. Daher werden diese beiden Prinzipien näher betrachtet.

6.2.1 Elektrodynamisches Wirkprinzip

Das elektrodynamische Wirkprinzip beruht auf der Lorentzkraft. Fließt durch einen sich in einem Magnetfeld B befindlichen Leiter mit der „aktiven Länge“ \vec{l} ein elektrischer Strom i so wirkt eine Kraft F auf den Leiter, welche senkrecht zur Stromrichtung und Magnetfeldlinienrichtung \vec{B} steht [75]. Somit gilt:

$$\vec{F} = i(\vec{l} \times \vec{B}). \quad (6.4)$$

Für einen Motor wie in Abbildung 6.12 gezeigt mit rotatorischer Bewegungsrichtung und mehreren Wicklungen N gilt für die auf eine Leiterschleife wirkende Lorentzkraft [75]:

$$\vec{F}_N = \theta(\vec{l} \times \vec{B}) \quad (6.5)$$

mit der Durchflutung

$$\theta = N \cdot i. \quad (6.6)$$

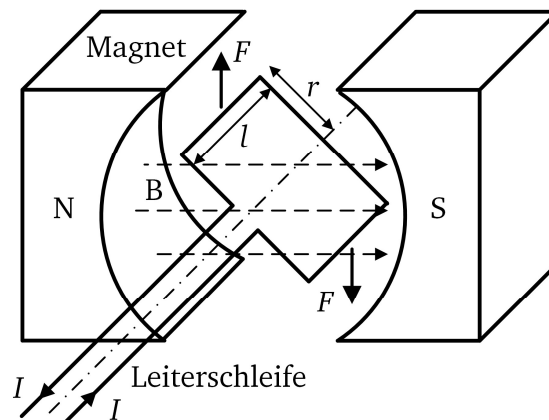


Abb. 6.12: Darstellung der Lorentzkraft am Beispiel eines Gleichstromelektromotors mit einer Leiterschleife.

Das hieraus resultierende „innere“ Moment M des Elektromotors ergibt sich über den Hebelarm r und mit der Nutzahl z zu:

$$M = \sum_z (\vec{r}_i \times \vec{F}_N). \quad (6.7)$$

Da bei permanenterregten Gleichstrommotoren die magnetischen Flussdichte \vec{B} , die Windungszahl N und die wirksame Länge \vec{l} einer Leiterschleife lediglich in der Entwurfsphase eines Motors beeinflusst werden können, ist ersichtlich, dass der Strom i die verbleibende Stellgröße im Betrieb zur Steuerung der Kraft \vec{F}_N bzw. des Momentes M ist. Es ergibt sich ein linearer Zusammenhang von Strom und angegebenen Moment. Insgesamt besteht eine sehr große Vielfalt an elektrodynamischen Aktoren.

Drehfeld-Motoren werden mit Wechselstrom betrieben und können je nach Aufbau in Asynchron-, Synchronmaschinen, Hystereseläufer und Reluktanzläufer unterschieden werden. Durch das Drehfeld wandert das Magnetfeld stetig um die Drehachse des Läufers und zieht diesen in Folge mit. Bei Gleichstrom-Kommutator-Motoren wird der Stromfluss in den Leiterschleifen aktiv umgeschaltet. Dies kann sowohl mechanisch über Schleifkontakte (Bürsten) oder elektronisch geschehen. Im Bereich der Kleinmotoren werden in der Regel Permanentmagnete verwendet, um das benötigte Magnetfeld zu erzeugen. Die magnetische Flussdichte B liegt hierbei im Bereich 1 bis 1,5 T [75]. Abbildung 6.13 gibt eine Übersicht zu den unterschiedlichen Funktionsprinzipien wieder.

Neben dem Funktionsprinzip lassen sich elektrodynamische Aktoren auch nach dem konstruktiven Aufbau unterteilen. Je nachdem welche Anforderungen an den Aktor gestellt werden (z.B. Bau- raum, Bewegungsrichtung, Dynamik), bieten sich verschiedene konstruktive Lösungen an. Abbildung 6.14 zeigt einen Überblick der häufigsten Konstruktionsvarianten. Hierbei sind sowohl rotatorische als auch translatorische Antriebe dargestellt.

Da eine Miniaturisierung der haptischen Bedieneinheit angestrebt wird, liegt der Fokus der weiteren Betrachtung auf permanenterregten Kommutator-Motoren. Diese stellen das dominierende Funktionsprinzip bei den Kleinstmotoren dar.

Hierbei werden grundsätzlich die mechanische und elektrische Kommutierung (lat. *commutare*: verändern, umwandeln) unterschieden. Häufig angewandte konstruktive Varianten für mechanisch kommutierte Motoren sind der Innenläufermotor, der Glockenankerläufermotor und der Scheibenläufermotor. In der Kategorie der elektronisch kommutierten Motoren sind der Innenläufermotor, der Außenläufermotor und der Scheibenläufermotor häufig verwendete Konstruktionsvarianten. Des Weiteren werden Direkt-Linearantriebe in der Regel elektronisch kommutiert. Prinzipiell kann fast jedes Funktionsprinzip aus Abbildung 6.13 mit einer Konstruktionsvariante aus Abbildung 6.14 kombiniert werden.

In Abbildung 6.15 soll dies am Beispiel eines mechanisch kommutierten Innenläufers (links) und elektronisch kommutierten Innenläufers (rechts) verdeutlicht werden. Der mechanisch kommutierte Motor trägt die Kupferwicklungen im Rotor; die Permanentmagnete sind im Stator untergebracht. Die Kommutierung erfolgt mechanisch mit Schleifkontakten. Im Gegensatz hierzu sind beim elektronisch kommutierten Motor die Wicklungen mitsamt der Ansteuerelektronik im Stator

untergebracht. Der Rotor trägt die Permanentmagneten. Die Betriebsspannungen sind bei beiden Bauformen vergleichbar und liegen in der Regel im Bereich 1,5 V bis 24 V.

Abb. 6.13: Übersicht der Funktionsprinzipien der wichtigsten Kleinmotoren nach [75].

Fazit

Elektrodynamische Aktoren existieren in vielen Variationen und sind durch die Bauart an unterschiedlichste Betriebsspannungen anpassbar. Die Betriebsspannungen bei Gleichstrommotoren sind mit (1,5 bis 24) V relativ gering. Die meisten Ausführungsformen erzeugen rotatorische Bewegungen. Elektromotoren kommen in fast allen technischen Bereichen zum Einsatz, z.B. in der Antriebstechnik, Consumer-Elektronik oder auch im Anlagenbau. Zudem können sie auch im Generatorbetrieb eingesetzt werden. Elektrodynamische Aktoren weisen einen linearen Zusammenhang von Kraft bzw. Drehmoment und Strom auf. Sie sichern daher eine einfache Ansteuerung für impedanzgesteuerte und impedanzgeregeltere haptische Systeme.

Abb. 6.14: Konstruktiver Aufbau von Kleinstmotoren nach [75].
*a) Innenläufermotor, b) Glockenläufermotor, c) Scheibenläufermotor,
d) Außenläufermotor, e) Linearmotor mit Langstator, f) Linearmotor mit Kurzstator*

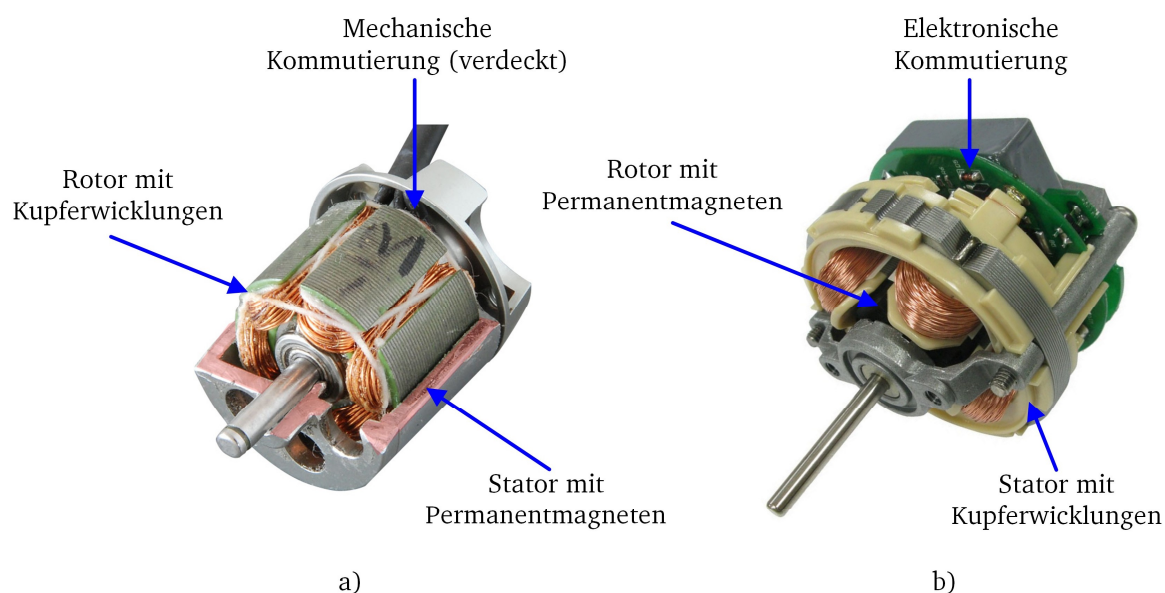


Abb. 6.15: Gegenüberstellung eines mechanisch und elektronisch kommutierten Innenläufer-Kleinstmotors.
a) Kupferwicklungen befinden sich im Rotor, Permanentmagnete im Stator. Schleifkontakte werden zur Kommutierung genutzt.
b) Permanentmagnete befinden sich im Rotor, Kupferwicklungen und Elektronik im Stator. Kommutierung durch Schalten des Stromflusses in Statorwicklungen.

6.2.2 Piezoelektrisches Wirkprinzip

Der piezoelektrische Effekt tritt in bestimmten Kristallen (Quarz) und Keramiken (PZT: Blei-Zirkonat-Titanat) auf. Wird ein piezoelektrisches Material einem mechanischen Druck ausgesetzt, so werden die Ionen in der Kristallstruktur elastisch gegeneinander verschoben. Hierdurch kommt es zu einer elektrischen Ladungstrennung, die an der Oberfläche des Werkstoffs nachgewiesen werden kann. Dieser Effekt kann sensorisch genutzt werden und wurde erstmals 1880 durch die Brüder Jaques und Pierre Curie nachgewiesen. Der inverse (auch: reziproke) piezoelektrische Effekt tritt beim Anlegen einer elektrischen Spannung auf. Durch die elektrische Feldstärke verformt sich die Kristallstruktur und das piezoelektrische Material erfährt in Folge eine Dehnung. Dieser Effekt kann zur Konstruktion von piezoelektrischen Aktoren genutzt werden [50]. Häufig verwendete Werkstoffe zur Herstellung von piezoelektrischen Aktoren sind wegen ihren hohen Kopplungsfaktors k bis etwa 0,7 PZT-Keramiken. Die Ausgangssubstanzen werden zunächst zu einer homogenen Masse gemischt und anschließend in die gewünschte Form gepresst oder gegossen. Zum Sintern werden die Keramiken in einen Ofen bei einer Temperatur von ca. 1300 °C gebracht. Nach dem Sinterprozess besitzt die Keramik noch keine piezoelektrischen Eigenschaften, da die Bereiche mit einheitlicher Dipolausrichtung (Weiss'sche Bezirke) statistisch verteilt sind. Zur Polarisierung wird die PZT-Keramik einem starken Gleichfeld ($> 3 \text{ kV/mm}$) ausgesetzt, um die gewünschte Polarisierung zu erzielen [48].

Je nach Raumrichtung der Dehnung werden 3 prinzipiell unterschiedliche Effekte in Abhängigkeit des angelegten elektrischen Feldes und der Polarisierung des piezoelektrischen Werkstoffs unterschieden. Eine Dehnung, die in Richtung der elektrischen Polarisierung und der angelegten elektrischen Spannung auftritt, wird als Längseffekt (Longitudinaleffekt) bezeichnet (Abb. 6.16 a). Eine Dehnung orthogonal zur elektrischen Polarisierung und dem elektrischen Feld, entspricht dem Quereffekt (Transversaleffekt) (Abb. 6.16 b). Ist das elektrische Feld orthogonal zur Polarisierung ausgerichtet, so tritt der Schereffekt auf (Abb. 6.16 c).

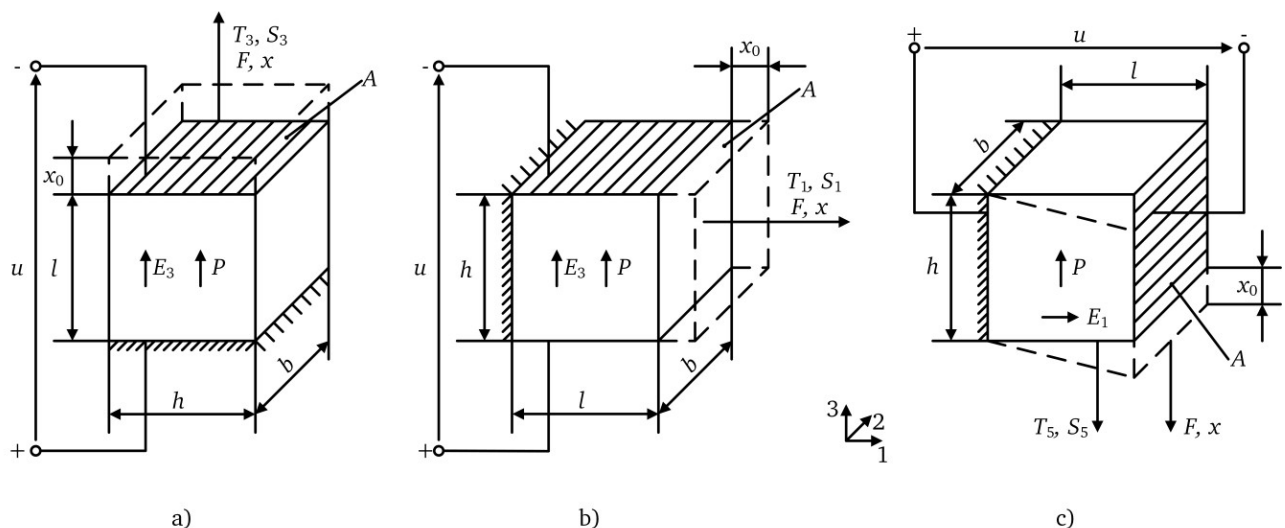


Abb. 6.16: Piezoelektrische richtungsabhängige Teileffekte nach [50].

a) Längseffekt, b) Quereffekt, c) Schereffekt

Den Zusammenhang der einzelnen piezoelektrischen Teileffekte, der mechanischen und elektrischen Größen beschreiben die folgenden Zustandsgleichungen.

$$D_n = \varepsilon_{mn}^S \cdot E_m + e_{nj} \cdot S_j \quad \text{mit } n = 1...3, m = 1...3, j = 1...6 \quad (6.8)$$

$$T_i = c_{ij}^E \cdot S_j + e_{mi} \cdot E_m \quad \text{mit } i = 1...6, m = 1...3, j = 1...6 \quad (6.9)$$

Das Gleichungssystem verkoppelt die elektrische Flussdichte D und die mechanische Spannung T mit der elektrischen Feldstärke E und der mechanischen Dehnung S . Die Koeffizienten des linearen Gleichungssystems sind die dielektrische Konstante ε_{mn}^S , die piezoelektrische Kraftkonstanten e_{nj} und e_{mi} als auch die elastische Konstante c_{ij}^E .

In Abbildung 6.17 sind die wichtigsten Piezowandler-Bauformen und deren typische Kennwerte abgebildet. Stapelaktoren nutzen den Längseffekt. Hierbei werden mehrere piezoelektrische Keramiken übereinander gestapelt. Es lassen sich sehr große Stellkräfte im kN-Bereich realisieren. Aktoren, die den Quereffekt nutzen, sind streifen- oder tubenförmig oder als Biegewandler ausgeführt. Die erzielbaren Stellkräfte sind niedriger als bei Stapelaktoren, die Stellwege aber meist größer. Die elektrischen Spannungen, welche zur Ansteuerung benötigt werden, sind im Vergleich zu elektrodynamischen Aktoren sehr hoch und können je nach Bauform bis zu einem Kilovolt betragen. Sie stellen somit entsprechende Anforderungen an die Ansteuerelektronik.

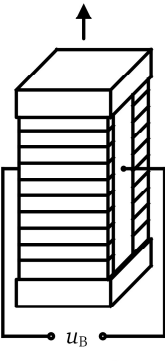
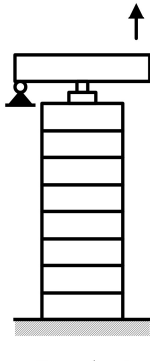
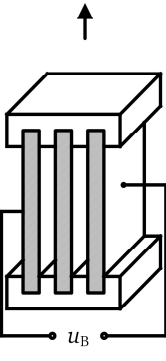
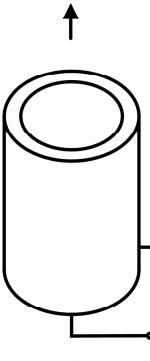
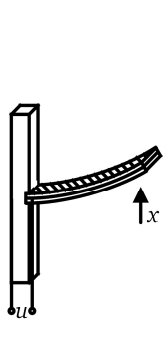
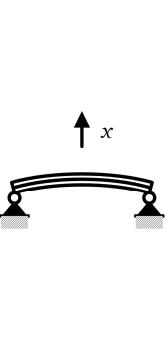
Längen- änderung	$x = d_{33} \cdot u_B$		$x = d_{31} \cdot u_B$			
Standard- bauformen						
	Stapel	Stapel mit Hebelüber- setzung	Streifen	Tubus	Biegewandler	Biegescheibe
Typische Stellwege	20...200 μm	$\leq 1000 \mu\text{m}$	$\leq 50 \mu\text{m}$	$\leq 50 \mu\text{m}$	$\leq 1000 \mu\text{m}$	$\leq 500 \mu\text{m}$
Typische Stellkräfte	$\leq 30.000 \text{ N}$	$\leq 3500 \text{ N}$	$\leq 1000 \text{ N}$	$\leq 1000 \text{ N}$	$\leq 5 \text{ N}$	$\leq 40 \text{ N}$
Typische Betriebs- spannungen	60... 200 V 200... 500 V 500...1000 V	60... 200 V 200... 500 V 500...1000 V	60...500 V	120...1000 V	10...400 V	10...400 V

Abb. 6.17: Übersicht der häufigsten piezoelektrischen Aktoren und Kennwerte nach [50].

Piezoelektrische Aktoren sind besonders für Anwendungen mit geringen Stellwegen im μm -Bereich und im Vergleich hierzu großen Kräften bis zu einigen Kilonewton geeignet. Darüber hinaus gewährleisten Piezoaktoren geringe Reaktionszeiten [50]. Eine Besonderheit von piezoelektrischen Aktoren ist die Selbsthemmung. Durch den Reibkontakt zwischen Piezoaktor und angetriebenen Rotor wird dieser auch ohne Ansteuerung in seiner Position gehalten. Oft ist die

Haltekraft sogar größer als die Schubkraft. Zwei Piezomotoren, die eine rotatorische Bewegung erzeugen und den Resonanzmotoren zugeordnet werden, sind der *Elliptec Motor X15G* der *Pantec Engineering AG* und der *Shinsei-Wanderwellenmotor USR-60-4-100* der *Shinsei Corporation* (Abb. 6.18).

Der *Elliptec*-Motor schwingt in einer longitudinalen und transversalen Mode, wodurch die Spitze eine elliptische Bahnbewegung durchläuft. Wird die Spitze gegen ein Reibrad (Rotor) gepresst, so kann eine rotatorische Bewegung erzeugt werden. Durch Umschalten der Betriebsfrequenz, welche im kHz-Bereich liegt, kann zwischen einem Vorwärts- und Rückwärtslauf umgeschaltet werden.

Der *Shinsei*-Motor gehört zu den Wanderwellenmotoren und erzeugt direkt eine rotatorische Bewegung. In zwei Anregungsregionen werden Piezosegmente mit wechselnder Polarisationsrichtung angesteuert. Durch die Phasenverschiebung der Ansteuerspannung der beiden Anregungsregionen kann die Drehrichtung geändert werden [48].

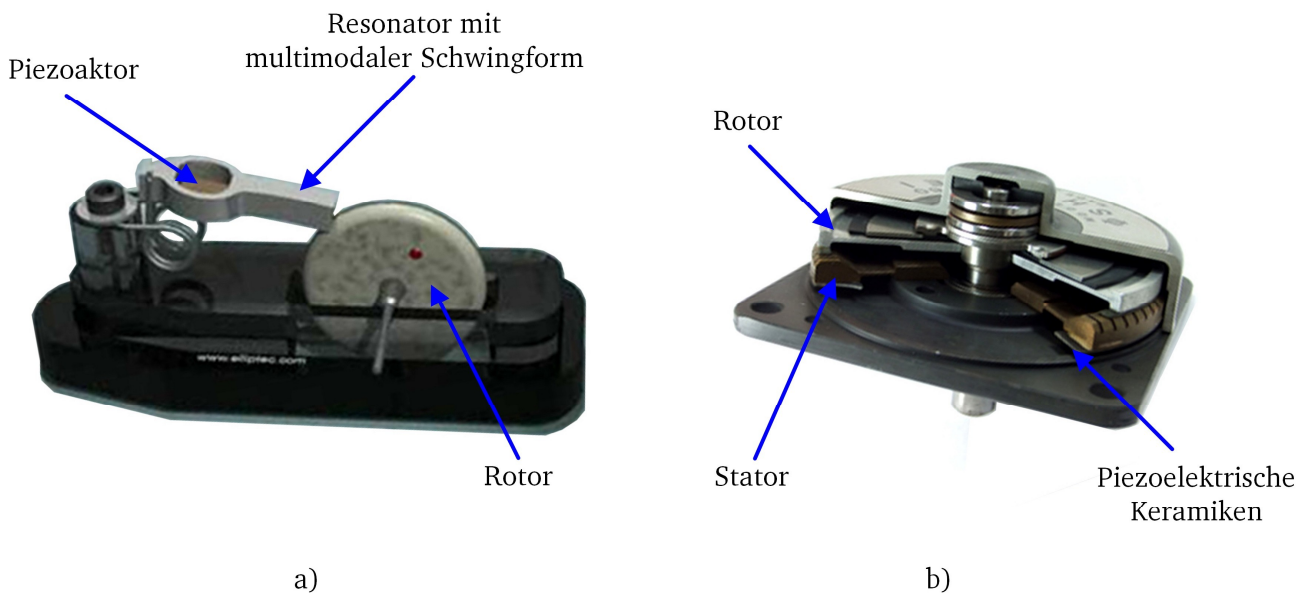


Abb. 6.18: Auswahl piezoelektrischer Motoren zur Erzeugung einer rotatorischen Bewegung.

- a) *Elliptec Motor X15G*: Multimodale Schwingform der Resonatorspitze, Vorwärts- und Rückwärtslauf [22].
- b) *Shinsei Motor USR 60-4-100*: Piezosegmente mit wechselnder Polarisationsrichtung, Vorwärts- und Rückwärtslauf [107].

Fazit

Piezoelektrische Aktoren können aus unterschiedlichen Werkstoffen in verschiedensten Formen aufgebaut werden. Die realisierbaren Kräfte sind sehr hoch, die Stellwege jedoch gering. Die Betriebsspannungen sind sehr hoch (Kilovolt-Bereich) und der Großteil der technischen Ausführungen sind lineare Schwinger. Piezoaktoren eignen sich besonders für hochpräzise Positionieraufgaben oder miniaturisierte Stellantriebe [48]. Sie werden daher häufig in Kameraobjektiven, Mikrodosierern in der Medizintechnik oder auch in Braille-Displays eingesetzt. Da sich Wege und Geschwindigkeit einfach steuern lassen, eignen sie sich gut zum Aufbau von Admittanzsystemen. Zur Nutzung als Impedanzsystem in einem haptischen System ist die Regelung der Kraft zwingend.

6.2.3 Auswahl eines Aktor-Wirkprinzips

Die vorangegangene Betrachtung des elektrodynamischen und piezoelektrischen Antriebsprinzips hat einen Überblick über deren Eigenschaften gegeben. Die haptische Bedieneinheit des Assistenzsystems HapCath soll extrakorporal eine Kraft darstellen und ist somit nach Abschnitt 3.2.2 den Impedanzsystemen zuzuordnen. Insgesamt überwiegen bei Einsatz in Impedanzsystemen die Vorteile der elektrodynamischen Aktoren. Die erzeugte Kraft verhält sich proportional zum elektrischen Strom. Daher kann der Elektromotor auch als gesteuerte Kraftquelle betrieben werden. Weitere Vorteile des elektrodynamischen Prinzips sind zudem die niedrigen Betriebsspannungen bei gleichstrombetriebenen Kleinstmotoren als auch die längere Markteinführung im Vergleich zu Aktoren nach dem piezoelektrischen Wirkprinzip und die damit einhergehende größere Vielfalt von Aktoren. Darüber hinaus erzeugen die meisten Elektromotoren direkt eine rotatorische Bewegungsrichtung. Die Umformung einer translatorischen Bewegungsrichtung in eine rotatorische mittels eines Reibkontakts oder Getriebes wie bei der Mehrzahl der piezoelektrischen Aktoren ist nicht notwendig. Dies kommt der Bandbreite der haptischen Bedieneinheit zugute. Aus den vorgenannten Gründen wird für die haptische Bedieneinheit das elektrodynamische Aktor-Wirkprinzip verwendet.

6.2.4 Auswahl eines Gleichstrom-Kommutator-Motors

Prinzipiell kommen bei einer Einschränkung auf Kleinstmotoren mechanisch als auch elektrisch kommutierte Motoren in Frage. In diesem Abschnitt werden die konstruktiven Eigenschaften dieser beiden Motor-Varianten vorgestellt und Vor- und Nachteile aufgezeigt. Die Ausführungen beruhen auf [69], [70], [71], [75]. Abschließend erfolgt die Auswahl eines Motors für die haptische Bedieneinheit.

Gleichstrommotor (DC-Motor)

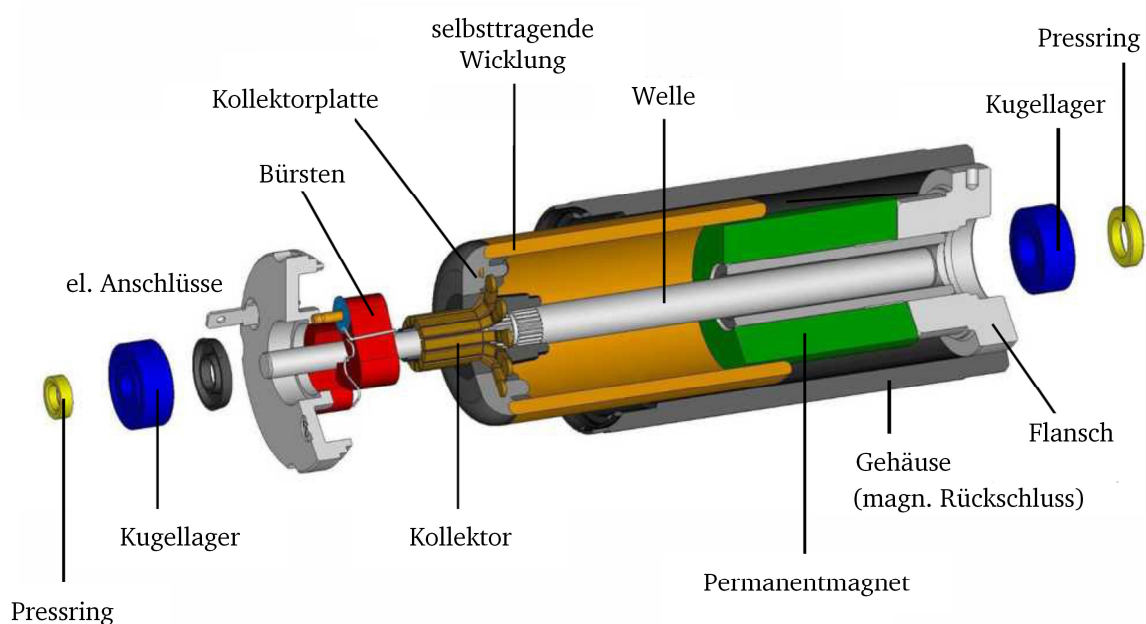


Abb. 6.19: Aufbau eines mechanisch kommutierten Glockenläufermotors [68].

Bei der Auswahl eines mechanisch kommutierten DC-Motors werden ausschließlich eisenlose Glockenläufermotoren betrachtet. Im Gegensatz zu klassischen DC-Motoren mit eisenbehaftetem Läufer weisen Glockenläufermotoren keine Rastmomente auf. Die Läuferwicklung wird freitragend gewickelt und mit Kunstharz verklebt, um die notwendige mechanische Stabilität zu erreichen (Abb. 6.19).

Des Weiteren entstehen aufgrund des eisenlosen Rotors keine Eisenverluste und das Bürstenfeuer fällt geringer aus als bei eisenbehafteten Rotoren. Zudem sind sie leicht zu Entstören. Aufgrund des eisenlosen Rotors weisen sie im Vergleich ein zu eisenbehafteten ein geringeres Trägheitsmoment auf und sind besonders für hochdynamische Anwendungen geeignet. Bei der Ansteuerung ist zu beachten, dass aufgrund der niedrigen Induktivität und Massenträgheit eine Ansteuerung mittels Pulsweitenmodulation (PWM) ungeeignet ist. Das Rauschen als auch die Reibung können durch Einsatz von Edelmetallbürsten im Vergleich zu Kohlebürsten reduziert werden. Der Wirkungsgrad kann Werte über 90 % erreichen.

Bürstenloser Gleichstrommotor (EC-Motor)

EC-Motoren sind aus einem rotierenden Rotor mit Permanentmagneten und in den Stator eingebrachten Erregerwicklungen aufgebaut (Abb. 6.20). Das elektrisch erzeugte Magnetfeld rotiert um den Rotor, der mitgezogen wird. Bei einer glockenförmigen Wicklung ohne Polschuhe treten keine Rastmomente auf. Aufgrund der elektrischen Kommutierung tritt kein Bürstenfeuer auf. EC-Motoren können höhere Drehzahlen als mechanisch kommutierte Motoren erreichen, da die im Stator befindlichen Wicklungen nicht der Zentrifugalkraft ausgesetzt werden. Da keine mechanischen Bürsten notwendig sind, ist die Lebensdauer im Vergleich zu DC-Motoren auch höher. Der Wirkungsgrad ist im Vergleich zu Glockenläufermotoren niedriger, da durch die rotierenden Permanentmagnete Eisenverluste im Rückschluss auftreten.

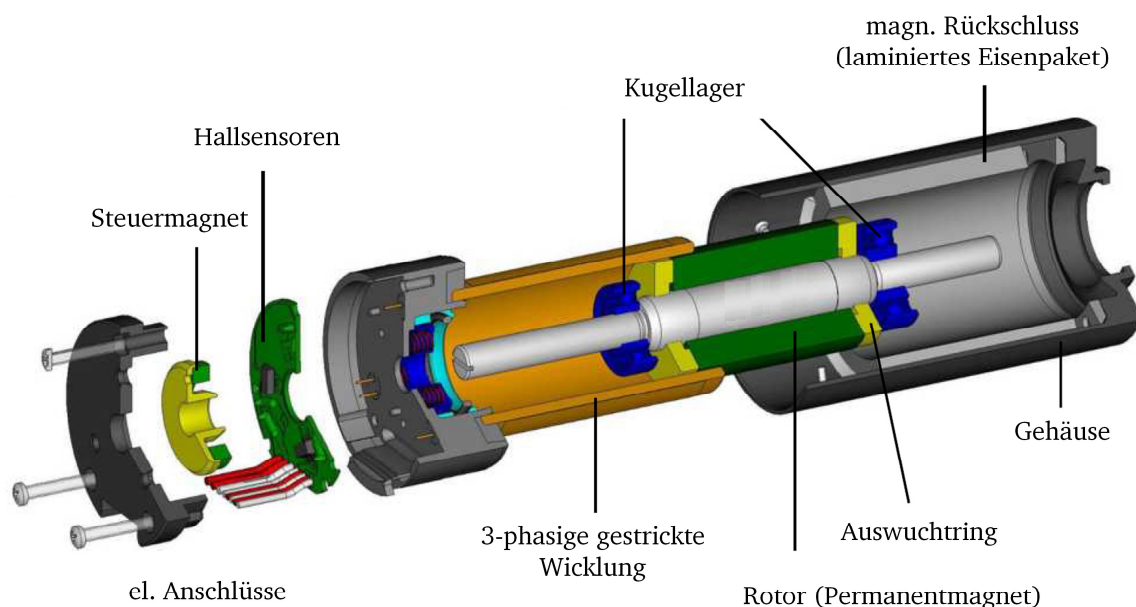


Abb. 6.20: Aufbau eines elektronisch kommutierten Gleichstrommotors [68].

Zum Erreichen eines hohen Gleichlaufs bei niedrigen Drehzahlen, wie sie in einer haptischen Bedieneinheit auftreten, empfiehlt sich die Sinus-Kommutierung. Hierfür ist eine präzise Kenntnis der Lage des Rotors notwendig. Den Anforderungen an die Ansteuerelektronik ist für einen EC-Motor höher als bei DC-Motoren.

Überblick und Auswahl

Die wichtigsten Merkmale von DC- und EC-Motoren werden in Tabelle 6.7 wiedergegeben. Die Übersicht zeigt, dass prinzipiell DC als auch EC-Motoren für haptische Systeme geeignet sind.

Nach Rücksprache mit der Entwicklungsabteilung des Herstellers ist eine moderate Überlastung des Motors zulässig. Zusätzlich verfügt der ausgewählte Motor über einen Inkrementalgeber mit 2048 Impulsen je Umdrehung. Hierdurch können weitere Informationen zur Regelung des Gesamtsystems zur Verfügung gestellt werden. Insgesamt werden 23 unterschiedliche Motoren untersucht. Eine Übersicht aller betrachteten Elektromotoren wird im Anhang C angegeben. Die wichtigsten technischen Daten des ausgewählten Motors bei Nenndrehzahl sind in Tabelle 6.8 dargestellt.

Exakte Angaben zum Betriebsverhalten und der Haltbarkeit des Motors bei sehr niedrigen Drehzahlen und hohen Drehmomenten kann der Hersteller nicht machen. In eigenen Tests kann jedoch gezeigt werden, dass der Motor eine Überlastung mit der 1,5-fachen Nennspannung (18 V) und festgebremstem Rotor schadlos über 1 Stunde übersteht. Die Gehäusetemperatur steigt hierbei auf 68 °C an. Kurzzeitige Überlastungen mit der doppelten Nennspannung (24 V) bewirken ebenfalls keine Zerstörung des Motors. Die Versuche zeigen, dass der Motor moderat überlastet werden kann ohne zerstört zu werden. Zudem muss die haptische Bedieneinheit die Maximalkraft nicht statisch über eine lange Zeitdauer ausgegeben. Somit kann eine thermische Zerstörung selbst bei kurzzeitiger Überlastung ausgeschlossen werden.

Tabelle 6.7: Gegenüberstellung der Eigenschaften von mechanisch und elektronisch kommutierten Gleichstrommotoren nach [69], [70], [71], [75].

DC-Motor (Glockenläufer)	EC-Motor (keine Polschuhe)
Keine Eisenverluste	Eisenverluste
Geringes Bürstenfeuer	Kein Bürstenfeuer
Linearverstärker zur Ansteuerung	3-Phasen-Ansteuerung
Keine elektronischen Komponenten im Motor	Elektronische Komponenten im Motor (Hallsensoren, Encoder)
Für hochdynamische Anwendungen geeignet	Präzise Ansteuerung bei niedrigen Drehzahlen notwendig
	Für Anwendungen mit sehr hohen Drehzahlen und Strömen geeignet

Tabelle 6.8: Übersicht der wichtigsten Kenndaten des ausgewählten Motors *Faulhaber 1724 012SR* [25].

Nennspannung U_N in V	12
Anschlusswiderstand R_W in Ω	16,2
Abgabeleistung P_{out} in W	2,17
Drehmomentkonstante k_M in mNm/A	$14,4 \cdot 10^{-3}$
Rotorträgheitsmoment θ_{MOT} in gcm ²	1
Durchmesser in mm	17
Länge in mm	24

6.3 Entwurf der haptischen Bedieneinheit

In diesem Abschnitt werden Netzwerkmodelle und Berechnungen zur Dimensionierung der haptischen Bedieneinheit präsentiert. Zunächst wird die kinematische Struktur der Bedieneinheit präsentiert. Dem folgend wird der statische Betriebsfall untersucht. Im Anschluss wird ein Netzwerkmodell mit konzentrierten Parametern zur Beschreibung der haptischen Bedieneinheit abgeleitet. Hierbei wird der an die Bedieneinheit angekoppelte Nutzer berücksichtigt und sein Einfluss auf das dynamische Verhalten der Bedieneinheit mit dem Netzwerkmodell abgeschätzt.

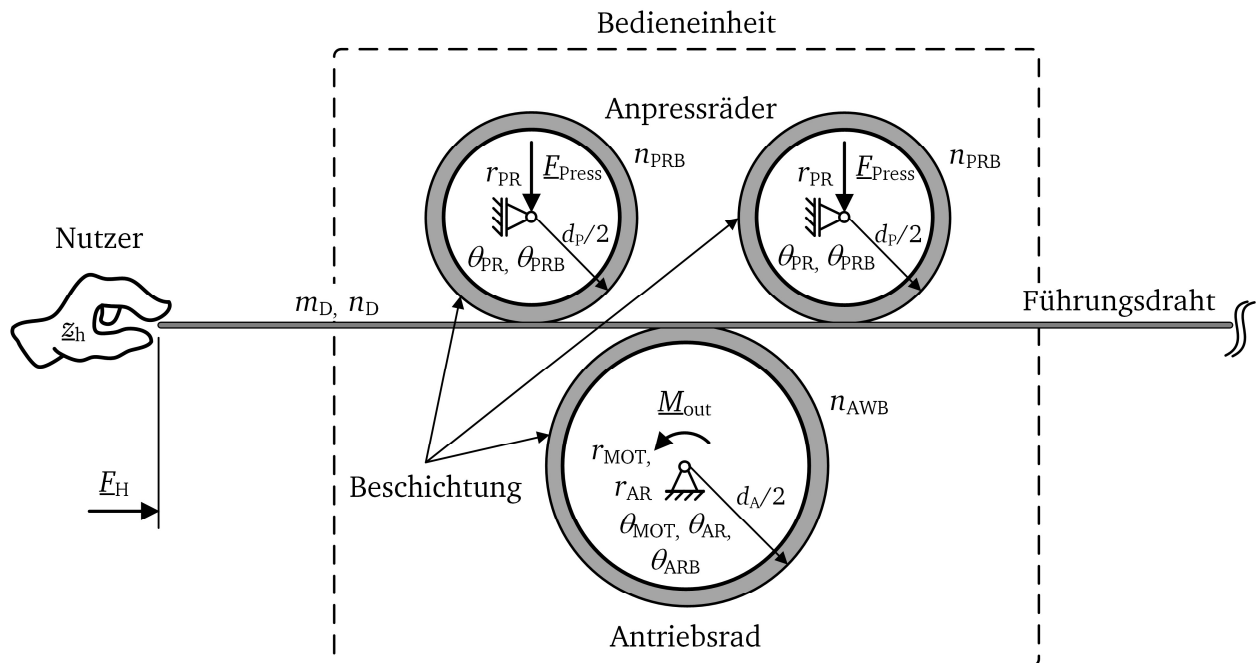


Abb. 6.21: Kinematische Struktur der haptischen Bedieneinheit.

Die kinematische Struktur der haptischen Bedieneinheit ist in Abbildung 6.21 dargestellt. Der Führungsdraht wird zwischen zwei Anpressrädern und dem Antriebsrad hindurchgeführt. Die

nicht angetriebenen passiven Anpressrollen sind auf einem linear beweglich gelagerten Schlitten fixiert und drücken den Führungsdraht mit einer definierten Kraft gegen die Rolle der Antriebseinheit. Der Führungsdraht verformt sich hierdurch elastisch und liegt flächig auf der Antriebsrolle auf.

Maximale Kraftausgabe

Die maximale Kraft F_{\max} , welche die haptische Bedieneinheit auf den Führungsdraht einkoppeln kann, ergibt sich aus dem maximalen Motormoment $M_{\text{Mot,max}}$ und dem Radius $d_A/2$ des Antriebsrades zu

$$F_{\max} = \frac{2 \cdot M_{\text{out,max}}}{d_A}. \quad (6.10)$$

Der Motorstrom I im Stillstand kann mit dem ohmschen Gesetz aus der Versorgungsspannung U und dem Wicklungswiderstand R_W berechnet werden.

$$I = \frac{U}{R_W} \quad (6.11)$$

Die Annahme den Motor im Stillstand zu betreiben ist hier zulässig, da die haptische Bedieneinheit als Kraftquelle bei sehr niedrigen Geschwindigkeiten betrieben wird. Das Motormoment M_{MOT} wird aus dem Motorstrom I und der Drehmomentkonstante k_M des Motors ermittelt. Es gilt:

$$M_{\text{MOT}} = k_M \cdot I. \quad (6.12)$$

Somit ergibt sich für die maximale Kraft F_{\max} der haptischen Bedieneinheit:

$$F_{\max} = \frac{2 \cdot k_M \cdot I_{\max}}{d_A} = \frac{2 \cdot k_M \cdot U_{\max}}{d_A \cdot R_W} \quad (6.13)$$

Mit den technischen Angaben zum verwendeten Elektromotor ergibt sich bei Nennspannung U_N von 12 V und einem definierten Durchmesser des Antriebsrads d_A von 25 mm

$$F_{\max} = \frac{2 \cdot 14,4 \frac{\text{mNm}}{\text{A}} \cdot 12 \text{ V}}{0,025 \text{ m} \cdot 16,2 \Omega} = 0,85 \text{ N}. \quad (6.14)$$

Zum Erreichen der geforderten Kraftausgabe von 1 N muss die Motorspannung

$$U_{\max} = \frac{0,025 \text{ m} \cdot 16,2 \Omega}{2 \cdot 14,4 \frac{\text{mNm}}{\text{A}} \cdot 1 \text{ N}} = 14,1 \text{ V} \quad (6.15)$$

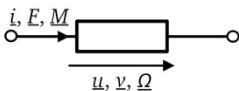
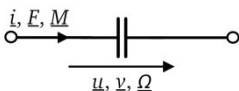
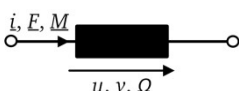
betragen. Die Nennspannung des Motors wird somit um 17 % überschritten.

Netzwerkmodell der haptischen Bedieneinheit

Zur Beschreibung der dynamischen Eigenschaften der haptischen Bedieneinheit mit seinen Komponenten werden die Isomorphien der Netzwerktheorie verwendet. Die Netzwerktheorie ermög-

licht die Beschreibung von mechanischen und akustischen Systemen mit den Methoden der Elektrotechnik. Dies ermöglicht eine anschauliche Betrachtung komplexer elektromechanischer Systeme und die Identifizierung der wesentlichen Effekte, die das Systemverhalten bestimmen. Mittels der Netzwerktheorie wird das elektromechanische Gesamtsystem der haptischen Bedieneinheit in Form einer gemeinsamen schaltungstechnischen Darstellung der elektrischen und mechanischen Teilsysteme beschrieben [141], [142]. Die Netzwerkkoordinaten $\underline{u}(t)$, $\underline{i}(t)$, $\underline{v}(t)$ und $\underline{F}(t)$ werden bei der Schaltungsdarstellung als komplexe Größen \underline{u} , \underline{i} , \underline{v} , \underline{F} verwendet, d.h. die Beschreibung erfolgt statt im Zeitbereich jetzt im Frequenzbereich mit $\omega = 2\pi f$ als Kreisfrequenz. In Tabelle 6.9 wird eine Übersicht zu den Isomorphismen zwischen elektrischen und mechanischen Teilsystemen gegeben. Eine ausführliche Einführung in die Beschreibung von elektromechanischen Systemen mit Hilfe der Netzwerktheorie wird in [7] gegeben.

Tabelle 6.9: Verwendete Netzwerkelemente mit Definition der Isomorphismen zwischen elektrischen und mechanischen Teilsystemen.

Netzwerkelement	Elektrisch	Mechanisch (translatorisch)	Mechanisch (rotatorisch)
	el. Widerstand $\underline{u} = R \cdot \underline{i}$	Reibung $\underline{v} = \frac{1}{r_t} \cdot \underline{F}$	Reibung $\underline{\Omega} = \frac{1}{r_r} \cdot \underline{M}$
	Kapazität $\underline{u} = \frac{1}{j\omega L} \cdot \underline{i}$	Masse $\underline{v} = \frac{1}{j\omega m} \cdot \underline{F}$	Massenträgheit $\underline{\Omega} = \frac{1}{j\omega \theta} \cdot \underline{M}$
	Induktivität $\underline{u} = j\omega C \cdot \underline{i}$	Nachgiebigkeit $\underline{v} = j\omega n_t \cdot \underline{F}$	Drehnachgiebigkeit $\underline{\Omega} = j\omega n_r \cdot \underline{M}$

Das dynamische Übertragungsverhalten der haptischen Bedieneinheit wird durch die Eigenschaften des Motors, die Geometrie der Bauteile, deren Werkstoffeigenschaften und die Lagerreaktionen bestimmt. In Abbildung 6.22 ist das vollständige Netzwerkmodell der Bedieneinheit dargestellt.

Die Antriebseinheit besteht aus einem Elektromotor mit direkt angetriebenem Antriebsrad. Die elektrische Seite des Motors wird durch die Kupferwicklungen des Motors charakterisiert. Diese werden durch ihre Induktivität L_W und den ohmschen Widerstand R_W beschrieben. Die Wandler-spannung u_W und das Wandlertmoment M_{out} sind transformatorisch über einen Vierpol gekoppelt. Auf der mechanischen Seite der Antriebseinheit sind Lagerreibungen r_{MOT} , r_{AR} , Massenträgheitseffekte des Rotors Θ_{MOT} , des Antriebsrades mit Beschichtung Θ_{AR+ARB} und die Nachgiebigkeit der Rollenbeschichtung n_{ARB} zu berücksichtigen.

Die passiven Anpressräder werden durch den an die Antriebseinheit angeprägten Führungsdraht mitbewegt und werden durch ihre Massenträgheit Θ_{PR+PRB} , die Lagerreibungen r_{PR} und wiederum die Nachgiebigkeiten der Beschichtungen n_{PR} charakterisiert.

Das Drahtstück zwischen der haptischen Bedieneinheit und dem Handstück des Kardiologen (Torquer) entspricht einer Nachgiebigkeit n_D und der Masse des Drahtes m_D . Der Torquer wird durch seine Masse $m_{Torquer}$ charakterisiert. Der Nutzer stellt mit seinem Handgriff eine komplexe Impedanz für das System dar. Die Nutzerimpedanz wird von KERN in [53] für die Griffsituation des Kardiologen bestimmt und an dieser Stelle verwendet. Da der Nutzer nur in der Lage ist Kraftsignale bis zu einer Frequenz von ca. 10 Hz aktiv aufzubringen, kann er in dem elektromechanischen Netzwerk als rein passives Netzwerk ohne aktive Quelle betrachtet werden [45].

Die Beschreibung der haptischen Bedieneinheit als elektromechanisches Netzwerk zeigt, dass sie prinzipiell das Verhalten eines Mehrmassenschwingers aufweist.

Einfluss der Nutzerimpedanz auf das Motormoment

Zur Abschätzung des Einflusses der Nutzerimpedanz auf das dynamische Verhalten der haptischen Bedieneinheit wird das eingeführte Netzwerkmodell herangezogen. Die Werte der Nutzerimpedanz nach KERN sind in Tabelle 6.10 angegeben.

Tabelle 6.10: Werte der Nutzerimpedanz nach KERN [53].

Parameter	Wert
n_1	$2,984 \cdot 10^{-4} \text{ m/N}$
n_2	$2,656 \cdot 10^{-4} \text{ m/N}$
n_3	$2,148 \cdot 10^{-5} \text{ m/N}$
m_1	$8,26 \cdot 10^{-3} \text{ kg}$
m_1	$2,17 \cdot 10^{-3} \text{ kg}$
r_1	$22,47 \text{ Ns/m}$
r_1	$63,55 \text{ Ns/m}$
r_1	$25,72 \text{ Ns/m}$

Die Induktivität des Elektromotors L_W bildet mit dem ohmschen Widerstand der Motorwicklung R_W einen Tiefpass 1. Ordnung. Die Grenzfrequenz f_g des Tiefpasses berechnet sich aus

$$f_g = \frac{1}{2\pi} \frac{R}{L}. \quad (6.16)$$

Abb. 6.22: Netzwerkdarstellung der haptischen Bedieneinheit nach Abbildung 6.21.

Für den verwendeten Motor *Faulhaber 1724 012SR* ergibt sich

$$f_g = \frac{1}{2\pi} \frac{16,2 \Omega}{360 \mu\text{H}} = 7,16 \text{ kHz}. \quad (6.17)$$

Die Analyse zeigt, dass das Tiefpassverhalten der elektrischen Seite erst bei Frequenzen im Kilohertzbereich einen Einfluss auf das dynamische Verhalten hat. Für das haptische Feedback relevant ist jedoch der Bereich DC bis 100 Hz. Wünschenswert sind maximal 1 kHz (siehe Anforderungen in Abs. 4.5). Somit kann der Einfluss der elektrischen Induktivität vernachlässigt werden. Dieses Ergebnis deckt sich auch mit den Erkenntnissen in [7].

Die Nachgiebigkeit des Drahtes n_D kann unter der Annahme einer elastischen Verformung mit

$$n_D = \frac{l}{EA} \quad (6.18)$$

abgeschätzt werden [65]. Für einen Edelstahldraht mit einem Durchmesser von $360 \mu\text{m}$ und einem maximalen Abstand von 50 mm zwischen der haptischen Bedieneinheit und dem Torquer ergibt sich somit

$$n_D = \frac{0,05 \text{ m}}{210 \text{ kN/mm}^2 \cdot \pi \cdot (180 \mu\text{m})^2} \approx 2,34 \cdot 10^{-6} \text{ m/N}. \quad (6.19)$$

Die Nachgiebigkeit des Führungsdrahtes kann daher bei der Betrachtung der Krafteinkopplung im Vergleich zur Nachgiebigkeit des Nutzers vernachlässigt werden. Diese Annahme ist nur gültig, so lange der Führungsdraht nicht knickt. Eine ausführliche Betrachtung der Knicklast wird in Abschnitt 4.3 gegeben.

Die Nachgiebigkeit der Rollenbeschichtung lässt sich im Voraus nicht aus den Herstellerangaben für die Shore-A-Härte ableiten. Zur Ermittlung der Shore-Härte wird eine Materialprobe mit einer Mindeststärke von 6 mm in Normalrichtung mit einem Messdorn belastet. Die Eindringtiefe ist ein Maß für die Härte des Werkstoffs. Da zur Beschichtung der Rollen nur sehr dünne Schichten mit einer Dicke kleiner 1 mm aufgebracht werden, kann im Vorhinein keine Aussage über die resultierende Nachgiebigkeit getroffen werden. Aus diesem Grund werden die Nachgiebigkeiten der Rollenbeschichtung vernachlässigt.

Die Reibungsverluste durch Lagerreaktionen können ebenso wie die Nachgiebigkeiten nicht zufriedenstellend abgeschätzt werden. Zudem sind sie abhängig von der Anpresskraft der passiven Reibräder auf den Führungsdraht. Sie werden daher ebenfalls in dem elektromechanischen Modell vernachlässigt.

Die Parameter für die Massen und Trägheitsmomente werden anhand eines CAD-Modells eines Funktionsmusters der haptischen Bedieneinheit bestimmt. Die Masse des Torquers wird messtechnisch ermittelt. Angaben zum Elektromotor werden dem Datenblatt entnommen. Es ergeben sich die in Tabelle 6.11 aufgeführten Werte.

Tabelle 6.11: Parameter der Massen und Massenträgheitsmomente.

Parameter	Bauteil	Masse m in kg	Massenträgheitsmoment Θ in kgm^2
Θ_{AR}	Antriebsrad	$5,24 \cdot 10^{-3}$	$3,38 \cdot 10^{-7}$
Θ_{ARB}	Beschichtung des Antriebsrads	$1,18 \cdot 10^{-3}$	$2,26 \cdot 10^{-7}$
Θ_{PR}	Anpressrad	$4,13 \cdot 10^{-3}$	$9,99 \cdot 10^{-8}$
Θ_{PRB}	Beschichtung des Anpressrads	$1,20 \cdot 10^{-3}$	$7,50 \cdot 10^{-8}$
Θ_{MOT}	Motor 1724	-	$1,00 \cdot 10^{-7}$
m_{Torquer}	Torquer	$1,93 \cdot 10^{-3}$	-
m_{Draht}	Führungsdraht	$1,25 \cdot 10^{-3}$	-

Das resultierende vereinfachte Netzwerkmodell ist in Abbildung 6.23 dargestellt. Für die Übertragungsfunktion im Kleinsignalbetrieb ergibt sich:

$$\frac{F_H}{M_{\text{MOT}}} = \frac{Z_H \cdot \frac{4}{d_A^2}}{\frac{2}{d_A} \left((\theta_{\text{MOT}} + \theta_{\text{AR+ARB}}) + 2 \cdot \theta_{\text{PR+PRB}} \cdot \frac{d_A^2}{d_P^2} + m_D \cdot \frac{d_A^2}{4} \right) j\omega + Z_H \cdot \frac{4}{d_A^2}}. \quad (6.20)$$

Aus (6.20) wird für den Entwurf abgeleitet, dass zur Sicherung einer hohen Bandbreite der Kraftdarstellung

- die Massen m und Trägheitsmomente θ der haptischen Bedieneinheit minimiert und
- eine Minimierung des Durchmessers des angetriebenen Reibrades d_A anzustreben ist.

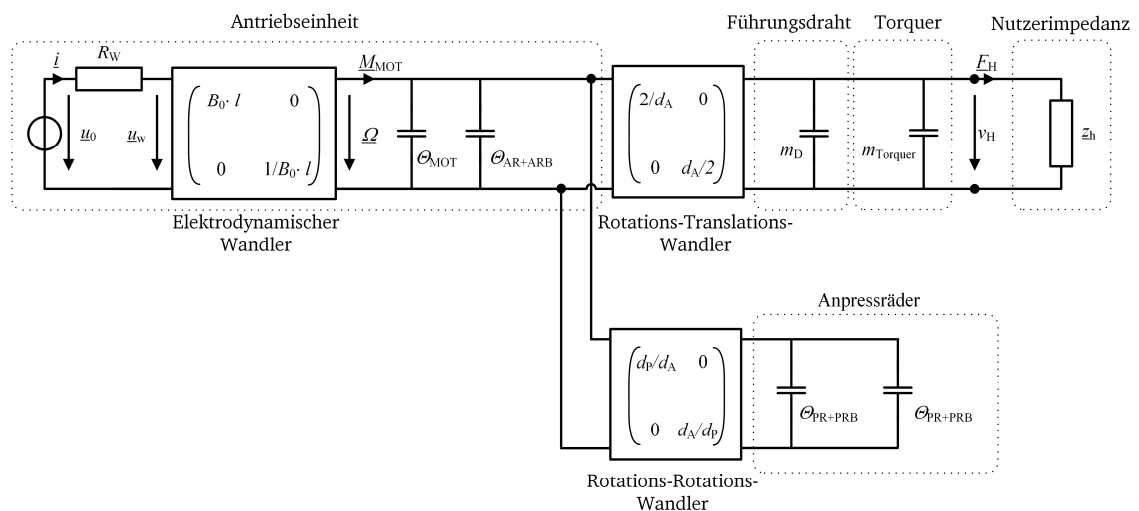


Abb. 6.23: Netzwerkdarstellung des vereinfachten Modells der haptischen Bedieneinheit.

Die Berechnungen mit dem vereinfachten Netzwerkmodell in Abbildung 6.24 zeigen, dass sich die Nutzerimpedanz bei niedrigen Frequenzen bis ca. 30 Hz wie eine Nachgiebigkeit verhält. Bei Frequenzen darüber weist sie das Verhalten einer viskosen Reibung auf. Das Drehmoment, das der Motor der Bedieneinheit aufbringen muss, um eine Kraft von 1 N in den Nutzer einzukoppeln steigt mit der Frequenz. Bei einer Frequenz von 100 Hz steigt das benötigte Drehmoment um moderate 1,8 dB. Die Berechnungen zeigen somit, dass die Bedieneinheit auch unter Berücksichtigung der Nutzerimpedanz des Kardiologen und des gewählten Motors das Einkoppeln der geforderten maximalen Kraft bis zu einer Frequenz von 100 Hz ermöglicht. Bei 1 kHz ist der Anstieg mit 13 dB (Faktor 4,5) deutlich größer und würde den Motor überlasten. In der Praxis ist jedoch nicht davon auszugehen, dass hochdynamische Kraftsignale im Großsignalbetrieb erzeugt werden müssen. Es ist davon auszugehen, dass statische Kräfte mit hoher Kraftamplitude mit hochdynamischen Signalen kleiner Amplitude (Kleinsignalbetrieb) überlagert sind.

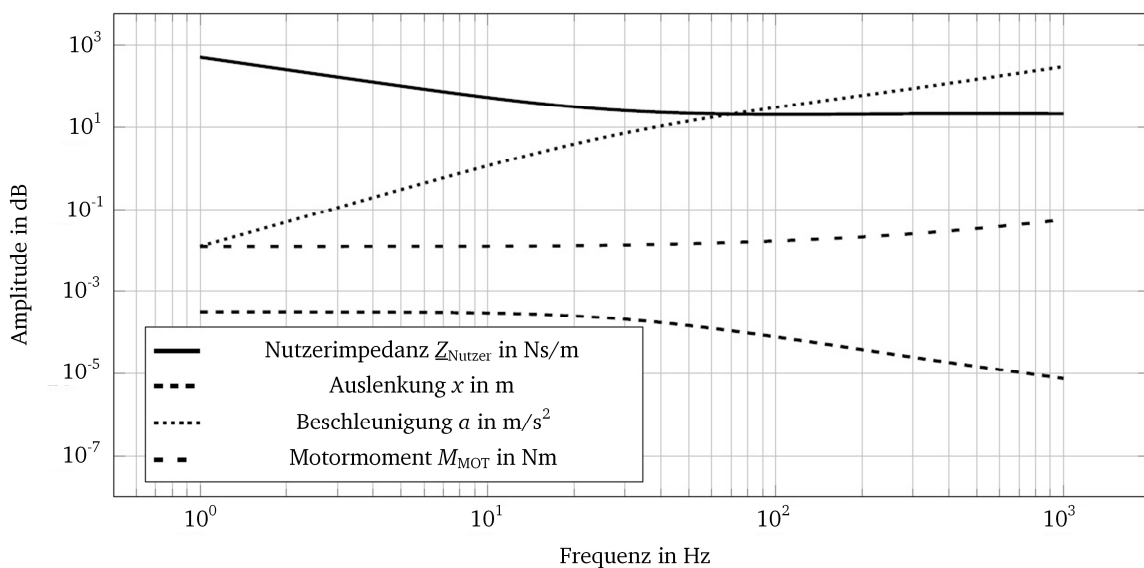


Abb. 6.24: Einfluss der Nutzerimpedanz auf das notwendige Motormoment zur Krafteinkopplung von 1 N auf den Nutzer [147].

6.4 Realisierung der haptischen Bedieneinheit

Der prinzipielle Aufbau der Antriebseinheit ist nach Auswahl der Aktorik und Ableitung der Entwurfparameter in Abbildung 6.25 dargestellt. Auf der Achse des Elektromotors wird das Antriebsrad fixiert. Zur Gewährleistung einer ausreichenden Haftung des Führungsdrahtes zur Krafteinkopplung wird das Antriebsrad mit einem Elastomer beschichtet. Die passiven Anpressräder werden ähnlich dem Antriebsrad mit einem Elastomer beschichtet und auf eine Drehachse gepresst. Die Anpressrollen werden reibungsarm mit Gleitlagern des Unternehmens *Igus* vom Typ *Iglidur J* gelagert. Gleitlager weisen zwar eine höhere Reibung als Wälzlager auf, allerdings ist der Lauf eines Wälzlagers aufgrund der einzelnen Wälzkörper haptisch wahrnehmbar. Es wird daher in [41] empfohlen Gleitlager für haptische Systeme zu nutzen. Die Antriebsrolle als auch die Anpressrollen werden mit Polyurethan *PMC-780 Dry* der Firma *Smooth-On* mit einer Shore-A-Härte von 80 beschichtet. Die Schichtdicke des Polymers im Bereich der Drahtführung beträgt 1 mm. Das Polyurethan ist ein zweikomponentiges Polymer und wird mittels eines Vergussvorgangs auf die Felgen der Räder aufgebracht (Abb. 6.26).

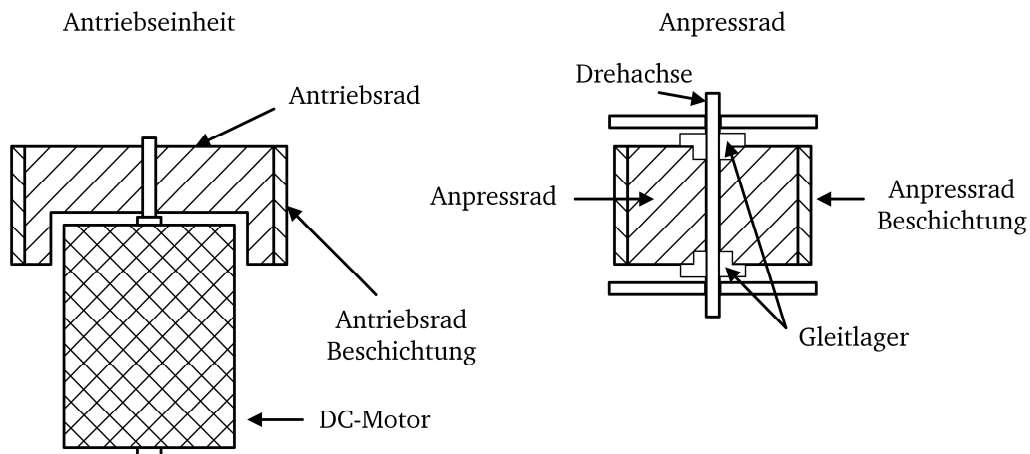


Abb. 6.25: Prinzipieller Aufbau von Antriebseinheit und Anpresswalze.

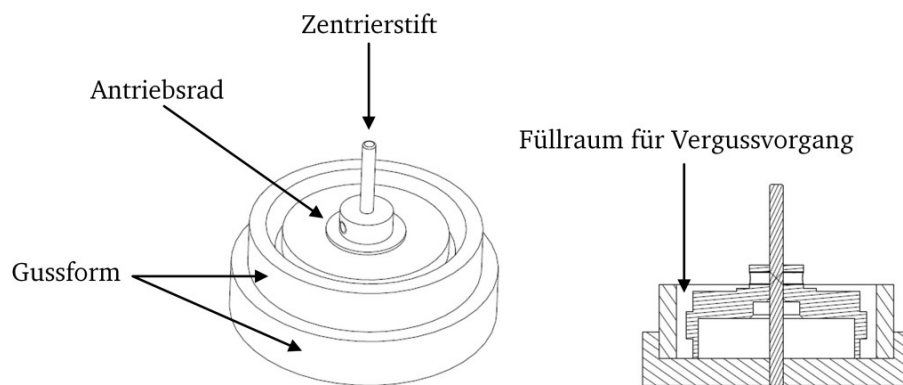


Abb. 6.26: Gussform für den Beschichtungsvorgang der Reibräder.

Abbildung 6.27 und 6.28 zeigen den fertiggestellten Aufbau eines ersten Funktionsmodells der haptischen Bedieneinheit. Die Antriebseinheit ist auf einer Basisplatte fixiert. Das Antriebsrad ist topfförmig ausgeführt und kann dadurch über den Motor gestülpt werden. Hierdurch wird die Gesamtlänge von Motor und Antriebsrad reduziert. Dies kommt der angestrebten Miniaturisierung zugute. Die passiven Rollen sind auf einem Schlitten befestigt, der durch eine Schwalbenschwanzführung verschiebbar gelagert ist. Die Anpresskraft der Anpressrollen auf den eingelegten Draht erzeugt eine Blattfeder.

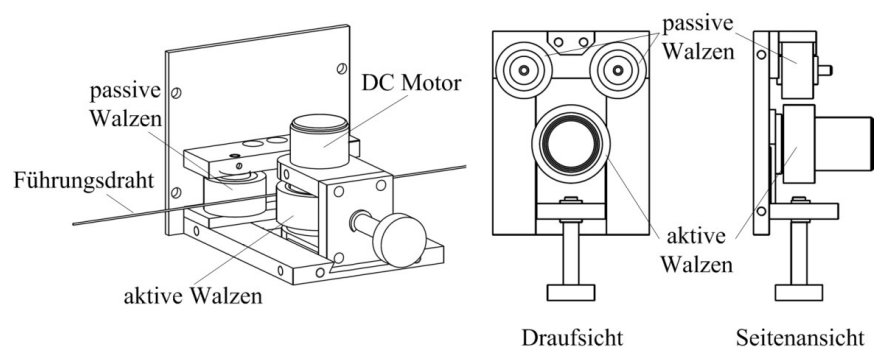


Abb. 6.27: Erstes Muster zur Funktionsprüfung und modular austauschbaren Baugruppen [147] .

Das 2. Funktionsmuster der haptischen Bedieneinheit folgt nach Miniaturisierung des 1. Funktionsmusters. Ziel ist dabei die möglichst günstige Integration der Bedieneinheit in den üblichen Behandlungsablauf. Die Funktionsbaugruppe der miniaturisierten haptischen Bedieneinheit in Abbildung 6.29 besteht aus einer Grundplatte auf der alle weiteren Komponenten angebracht werden. Der Motor wird gemeinsam mit dem montierten Antriebsrad mit der Grundplatte gekop-

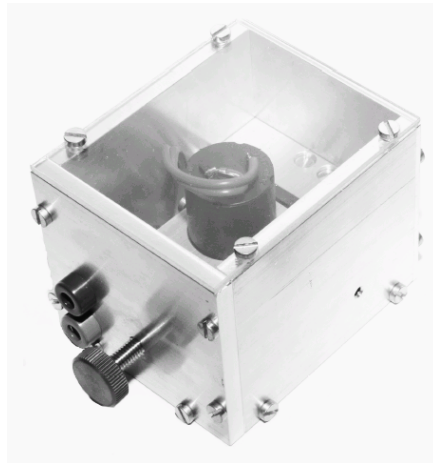


Abb. 6.28: Gehäuses 1. Funktionsmuster der haptischen Bedieneinheit [147].

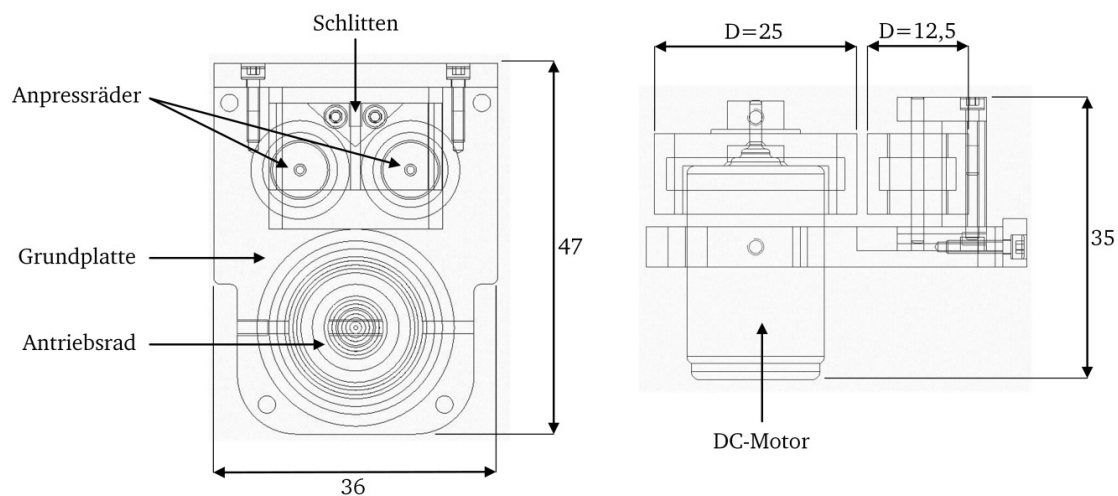


Abb. 6.29: Konstruktion und Photographie der miniaturisierten haptischen Bedieneinheit.

pelt und fixiert. Der Schlitten mit den darauf montierten Anpressrädern ist in Messing ausgeführt, um eine niedrige Reibung der Schwalbenschwanzführung zu erreichen. Durch vier Bohrungen in der Grundplatte wird die Funktionsbaugruppe mit dem Gehäuse verschraubt. Das Gehäuse der miniaturisierten haptischen Bedieneinheit wird in einem 3D-Druck-Verfahren hergestellt und gewährleistet die geforderte sichere Anbindung an das hämostatische Ventil am Patientenzugang (Abb. 6.30). Das Gesamtgewicht der Bedieneinheit beträgt 83 gr.. Die Außenmaße mit Gehäuse sind 51x38x41 mm³. Die Ankopplung an das hämostatische Ventil erfolgt mit einem Exzenter-
spanner.

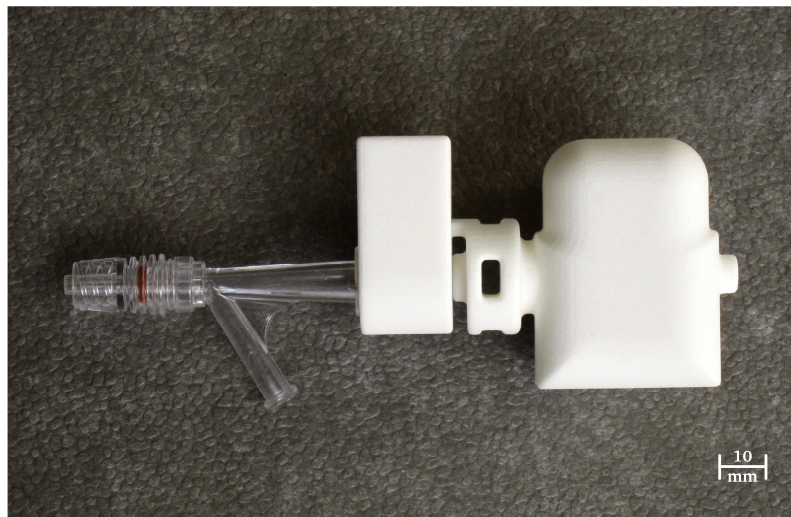


Abb. 6.30: Gehäuse der miniaturisierte haptische Bedieneinheit und Ankopplung an das hämostatische Ventil.

6.5 Messtechnische Charakterisierung der haptischen Bedieneinheit

Zur Ansteuerung der haptischen Bedieneinheit wird eine angepasste Motorelektronik entworfen (Abs. 8.1.1). Die Elektronik ist eine spannungsgesteuerte Stromquelle mit einer -3 dB Grenzfrequenz von 50 kHz. Im für haptische Systeme interessanten Frequenzbereich bis 1 kHz kann die Elektronik daher als idealer Verstärker mit reinem Proportionalverhalten betrachtet werden. Zur Messung des dynamischen Verhaltens wird der Versuchsstand aus Abschnitt 9.1 verwendet.

Die Messergebnisse in Abbildung 6.31 zeigen die normierte Kraftausgabe auf einen Führungsdraht mit einer Länge von 50 mm und einer Nennmesskraft von 100 mN (Kleinsignalbetrieb). Die -3 dB Grenzfrequenz beträgt 940 Hz und überfüllt somit die Forderung von 100 Hz. Allerdings weist die haptische Bedieneinheit auch das erwartete ausgeprägte Resonanzverhalten eines Zwei-Massen-Schwingers auf. Die Resonanzüberhöhungen bei 500 Hz und 810 Hz betragen 14 dB und 21 dB. Bei einer Phasenverschiebung von 180 ° ist die Amplitude um 11 dB erhöht. Dieses Verhalten führt zu instabilen Verhalten bei impedanzgesteuerten Betrieb des haptischen Assistenzsystems (vgl. Abs. 9.2) und muss daher kritisch bewertet werden. Maßnahmen zur Dämpfung der Resonanzen kann eine Erhöhung der Reibung der haptischen Bedieneinheit oder das Einbringen eines dominanten Pols sein. Gegen eine Erhöhung der Dämpfung spricht die hierdurch auftretende Verschlechterung der haptischen Transparenz durch die Erhöhung der mechanischen Eingangsimpedanz (vgl. Abs. 5.2). Ein dominanter Pol entspricht einem Tiefpass 1. Ordnung, der eine deutlich niedrigere obere Grenzfrequenz als die übrigen Pole des Systems aufweist. Hierdurch kann das

Abb. 6.31: Messergebnisse der Frequenzgangmessung der haptischen Bedieneinheit.
Gemittelte Messergebnisse aus sieben Messreihen. Die Bedieneinheit weist das Verhalten eines Zwei-Massen-Schwingers auf. Resonanzüberhöhungen bei 500 Hz (14 dB) und 810 Hz (21 dB).

Systemverhalten stabilisiert und durch das Verhalten des dominanten Pols näherungsweise beschrieben werden. In Abbildung 6.32 sind die Messergebnisse für die haptische Bedieneinheit mit Kompensation des Frequenzgangs abgebildet. Die normierten Amplituden im Bereich der Resonanzstellen liegen unter 0 dB. Allerdings ist der Amplitudenrand minimal. Die -3 dB Grenzfrequenz beträgt nur noch 75 Hz.

Abb. 6.32: Messergebnisse der Frequenzgangmessung der haptischen Bedieneinheit mit eingefügtem dominantem Pol.

Gemittelte Messergebnisse aus sieben Messreihen. Dämpfung der Resonanzüberhöhungen bei 500 Hz (-2,8 dB) und 810 Hz (-0,5 dB).

Fazit

Die Ergebnisse zeigen, dass die haptische Bedieneinheit die Anforderungen einer Krafterzeugung bis mindestens 100 Hz erfüllt. Ausgeprägte Resonanzen erlauben allerdings keinen stabilen impedanzgesteuerten Betrieb des haptischen Assistenzsystems und limitieren zudem die Bandbreite des auszulegenden Reglers. Durch die Implementierung eines dominanten Pols können die Resonanzüberhöhungen ausreichend gedämpft werden. Jedoch tritt hierdurch auch ein deutlicher Abfall der oberen Grenzfrequenz von 940 Hz auf 75 Hz der haptischen Rückmeldung ein. Maßnahmen

zur stabilen Erhöhung des Arbeitsfrequenzbereichs des haptischen Assistenzsystems und zur Erhöhung der haptischen Transparenz werden durch den impedanzgeregelten Betrieb des Assistenzsystems in Abschnitt 9.3 erzielt. Hierfür muss der in Kapitel 7 zu entwerfende Kraftsensor in das System eingefügt werden.

7. Entwurf des extrakorporalen Kraftsensors

Der Kraftsensor dient zur Impedanzregelung des haptischen Assistenzsystems. In diesem Kapitel wird der Entwurf des extrakorporalen Kraftsensors zur Messung der Interaktionskräfte des Kardiologen während einer Herzkatheteruntersuchung dargestellt. Der Kraftsensor soll die axiale Kraftkomponente F_H erfassen, welche der Kardiologe durch Nutzung des Torquers auf den Führungsdraht aufbringt (Abb. 7.1). Es wird daher eine Integration des Kraftsensors in den Torquer angestrebt.

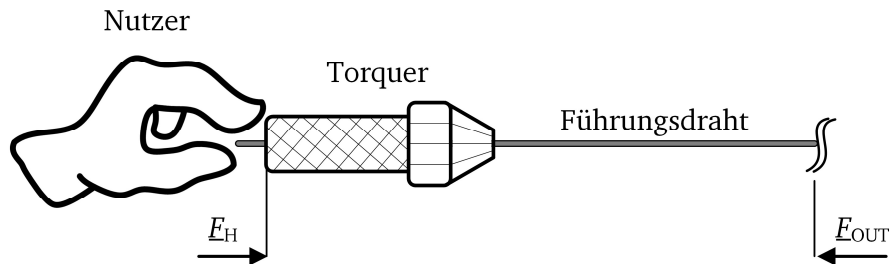


Abb. 7.1: Griffposition des Kardiologen bei Steuerung des Führungsdrahtes.

Aus den Anforderungen an das Gesamtsystem und der angestrebten Integration des Kraftsensors in den Torquer werden die wichtigsten Anforderungen an den extrakorporalen Kraftsensor abgeleitet. Die zu messende Maximalkraft beträgt 1 N. Zur Sicherung einer ausreichenden Überlastsicherheit bei Stoßbelastungen wird ein 10-fach höherer Nennmessbereich von 10 N festgelegt. Erfasst werden sollen quasistatische als auch dynamische Kraftkomponenten. Damit der Kraftsensor in den Torquer integriert werden kann, darf der Außendurchmesser des Verformungskörpers maximal 5 mm betragen. Darüber hinaus ist in axialer Richtung ein Kanal mit einem Durchmesser von 1 mm vorzusehen, damit der Führungsdraht durch den Sensor hindurch geführt werden kann. Aufgrund des beschränkten Bauraums und zur Erfassung dynamischer Kraftkomponenten mit Frequenzen oberhalb 100 Hz wird als Methode der Kraftmessung die Ausschlagsmethode festgelegt. Da während einer Katheterisierung Blut aus der Zugangsschleuse austreten und den extrakorporalen Sensor verschmutzen kann, muss der Sensor eine ausreichende Resistenz gegenüber Verschmutzungen und Flüssigkeiten aufweisen. Die wichtigsten Anforderungen an den extrakorporalen Kraftsensor werden zusammenfassend in Tabelle 7.1 aufgeführt.

In den folgenden Abschnitten wird zunächst die Auswahl des physikalischen Messprinzips dargestellt (Abs. 7.1). Darauf folgend wird der Entwurf des Verformungskörpers (Abs. 7.2) erläutert. Abschließend werden die mit dem Kraftsensor im Labor erzielten Messergebnisse präsentiert (Abs. 7.3).

7.1 Auswahl des physikalischen Messprinzips

Die Signalverarbeitungsstruktur des Kraftsensors nach der Ausschlagsmethode ist in Abbildung 7.2 aufgeführt.

Die zu messende Kraft F wird über eine Krafteinleitung auf einen nachgiebigen Verformungskörper – Federelement – übertragen. Die Kraft F' bewirkt in Folge eine Dehnung S bzw. einen Ausschlag ξ des Verformungskörpers, welche mit Messelementen erfasst werden. Die Komponenten

Tabelle 7.1: Übersicht der wichtigsten Anforderungen an den Kraftsensor.

Forderung/ Wunsch	Bezeichnung	Wert
F	Nennmesskraft	10 N
F	Anzahl Freiheitsgrade	1
F	Arbeitsfrequenzbereich	DC bis 100 Hz
W	Arbeitsfrequenzbereich	DC bis 1 kHz
F	Messunsicherheit	< 5 %
F	Außendurchmesser	5 mm
F	Länge	< 25 mm
F	Durchgangsbohrung für Führungsdraht	1 mm

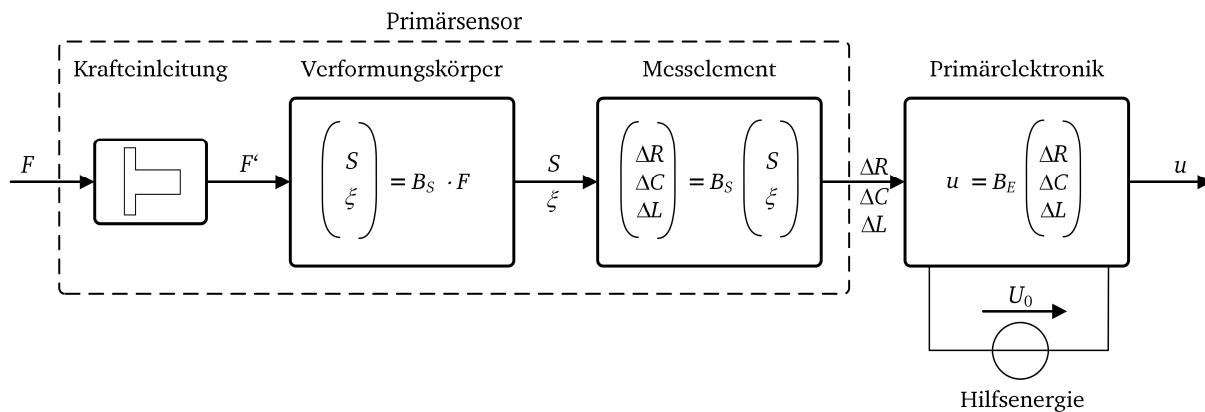


Abb. 7.2: Signalverarbeitungsstruktur Kraftsensors nach der Ausschlagsmethode, in Anlehnung an [131].

Krafteinleitung, Verformungskörper und Messelement bilden zusammen den Primärsensor. Die Bereitstellung der benötigten Hilfsenergie und die Auswertung der Messelemente erfolgt durch eine Primärelektronik. Eine weiterführende Sensorsignalverarbeitung kann in einer Sekundärelektronik erfolgen, welche an dieser Stelle nicht näher betrachtet wird. Exemplarische Funktionen einer Sekundärelektronik können nach der Analog-Digital-Umsetzung eine Filterung, Fehlerkorrektur oder spezielle Bewertung des Sensorsignals in einem Mikrocontroller sein [131].

Zur Erfassung der Dehnung S , der mechanischen Spannung T oder des Ausschlags ξ werden (piezo-)resistive, kapazitive, induktive und optische Messprinzipien betrachtet und Vor- und Nachteile aufgezeigt. Messprinzipien, die ausschließlich zur Erfassung dynamischer Größen geeignet sind, werden nicht betrachtet.

Resistives Messprinzip

Beim resistiven Messprinzip wird die Dehnung auf dem Verformungskörper mit Dehnungsmesselementen (DMS) erfasst. Metallische DMS bestehen aus einem mäanderförmigen Messgitter, welches zwischen zwei Trägerfolien fixiert ist. Bei piezoresistiven Messelementen werden dotierte Siliziumelemente verwendet. Wird der DMS gedehnt oder gestaucht, kommt es zu einer Änderung des elektrischen Widerstands, welche durch die folgende Gleichung beschrieben wird:

$$R_0 = \rho_0 \frac{l_0}{A_0}, \quad \frac{\Delta R}{R_0} = r = \frac{\Delta \rho}{\rho_0} + \frac{\Delta l}{l_0} - \frac{\Delta A}{A_0}. \quad (7.1)$$

Bei metallischen Messelementen dominiert der Gestaltänderungseffekt (Länge l , Querschnittsfläche der Leiters A), wohingegen bei piezoresistiven Sensoren die Änderung des spezifischen Widerstands ρ maßgeblich zum Messeffekt beiträgt. Piezoresistive Messelemente weisen eine höhere Empfindlichkeit (K-Faktor ≈ 80) gegenüber metallischen (K-Faktor ≈ 2) auf [73], [131]. Die Auswertung der Messelemente erfolgt mit einer spannungs- oder stromgespeisten Wheatstone-Brücken-Schaltung. Die Brückenausgangsspannung wird nachfolgend mit einem Präzisionsinstrumentationsverstärker verstärkt. Vorteilhaft sind die einfache Auswertemöglichkeit des Sensors, sowie der lineare Zusammenhang zwischen Dehnung S und der Widerstandsänderung R . Die Empfindlichkeit gegenüber Verschmutzungen ist aufgrund des gekapselten Aufbaus der DMS gering. Niederohmige Messelemente ($< 1000 \, \Omega$) weisen zudem nur eine geringe Empfindlichkeit gegenüber elektromagnetischen Feldern auf. Nachteilig sind der relativ hohe Energieverbrauch der Messelemente und die hieraus resultierende Eigenerwärmung. Bei Anordnung in einer Vollbrückenschaltung mit 4 Messelementen werden Temperaturänderungseffekte des Grundwiderstands kompensiert, sofern auf alle Messelemente die gleiche Temperatur einwirkt [131].

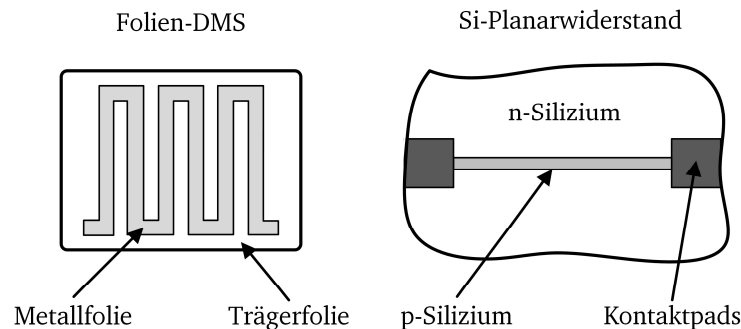


Abb. 7.3: Resistive Dehnmesselemente zur Erfassung der Dehnung S .

Kapazitives Messprinzip

Das kapazitive Messprinzip erfasst den Ausschlag, den der Verformungskörper durch die Krafteinwirkung erfährt. Hierdurch verändert sich die elektrische Kapazität zwischen zwei Elektroden. Exemplarisch wird dies hier durch die Betrachtung eines Plattenkondensators beschrieben. Die Kapazität berechnet sich aus

$$C_0 = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A_0}{d_0}, \quad \frac{\Delta C}{C_0} = \frac{\Delta \epsilon}{\epsilon_0} + \frac{\Delta A}{A_0} - \frac{\Delta d}{d_0}. \quad (7.2)$$

Eine Kapazitätsänderung kann durch eine Änderung des Plattenabstandes d , der effektiven Fläche A und des Dielektrikums ε erzielt werden (Abb. 7.4). Als Primärelektronik werden Strom-Spannungs-Wandler (Transimpedanzverstärker), Umladeverfahren mit Ladezeitmessung und Kapazitätsbrückenschaltungen eingesetzt [80], [131]. Das kapazitive Messprinzip ist ein kontaktloses Messprinzip. Negative Einflüsse von Klebungen, die zu einem Kriechen des Messsignals führen können, sind hierdurch ausgeschlossen. Des Weiteren eignet es sich gut für Temperaturen oberhalb von 150°C; der Einsatzbereich wird hier durch das Elektrodenmaterial begrenzt [121]. Problematisch ist die Empfindlichkeit gegenüber Verschmutzungen und Änderungen der Umgebungsfeuchtigkeit. Beides beeinflusst das Dielektrikum zwischen den Elektroden, was zu einer unerwünschten Kapazitätsänderung führt. Zudem kann dies auch zu einem Kurzschließen der Elektroden führen. Die Miniaturisierung wird maßgeblich durch die resultierenden geringen Grundkapazitäten begrenzt. Durch sehr geringe Grundkapazitäten wird das Messergebnis zunehmend von der parasitären Kapazität der Messleitungen dominiert. Daher muss in solchen Fällen die Sensorelektronik möglichst nah am Primärsensor positioniert werden [131].

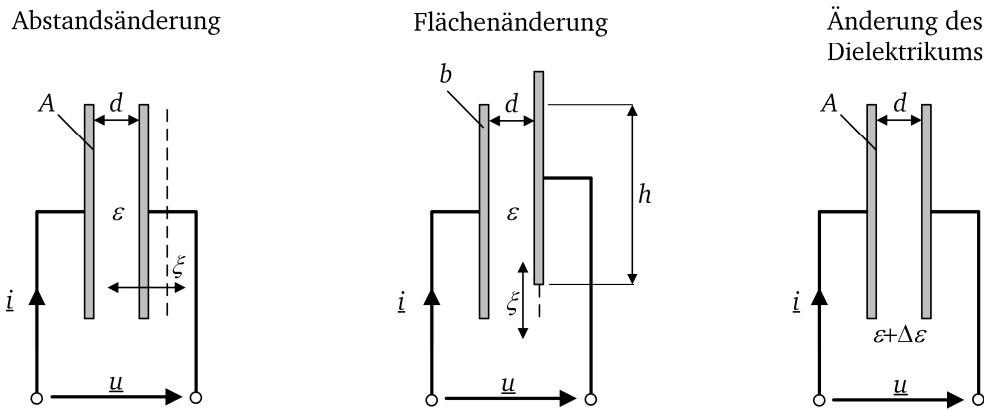


Abb. 7.4: Kapazitive Messelemente zur Erfassung eines Ausschlags ξ .

Induktives Messprinzip

Der Messeffekt induktiver Sensoren basiert auf der Induktivitätsänderung einer Spule. Bei üblichen Sensoren nach dem induktiven Messprinzip wird die Induktivitätsänderung der Spule durch das Verschieben des weichmagnetischen Kernes erreicht (Abb. 7.4). Es wird somit auch hier der Ausschlag eines Verformungskörpers unter Belastung erfasst. Die Induktivität einer Zylinderspule ergibt sich aus

$$L_0 = w^2 \mu_0 \mu_r \frac{A_0}{l_k} \left(\frac{1}{1 + \mu_r (l_l / l_k)} \right), \quad \frac{\Delta L}{L_0} = \frac{\Delta \mu}{\mu_0} + \frac{\Delta A}{A_0} - \frac{\Delta l_k}{l_{k0}}. \quad (7.3)$$

Hierbei wird nach der Art der Beeinflussungsmöglichkeit der Spuleninduktivität zwischen zwei grundsätzlich unterschiedlichen Bauformen unterschieden. Bei Sensoren nach dem Tauchankerprinzip wird der weichmagnetische Kern innerhalb der Zylinderspule axial verschoben, um eine Änderung der wirksamen Kernabmessungen l_k und somit eine Induktivitätsänderung zu erreichen. Sensoren nach dem Querankerprinzip erzielen die Induktivitätsänderung durch eine Verschiebung des Kernes in einem Luftspalt, woraus eine Änderung der Luftspaltabmessungen l_l folgt. Eine weitere Möglichkeit zur Induktivitätsbeeinflussung ist der magnetoelastische Effekt (Villari-Effekt). Hierbei wird der ferromagnetische Kern einer mechanischen Spannung ausgesetzt. Dies

führt zu einer Änderung der Spuleninduktivität ($L \sim \mu_r$, $\mu_r = f(T)$) [131]. Die Auswertung erfolgt vorwiegend mit einer Oszillatorschaltung. Das induktive Messprinzip arbeitet wie das kapazitive berührungslos. Weitere Vorteile sind eine hohe Robustheit des Messprinzips und eine hohe entnehmbare Ausgangsleistung. Allerdings ist der Grad der Miniaturisierung aufgrund der Spulengröße beschränkt. Des Weiteren können elektromagnetische Felder zu Störungen des Messsignals führen.

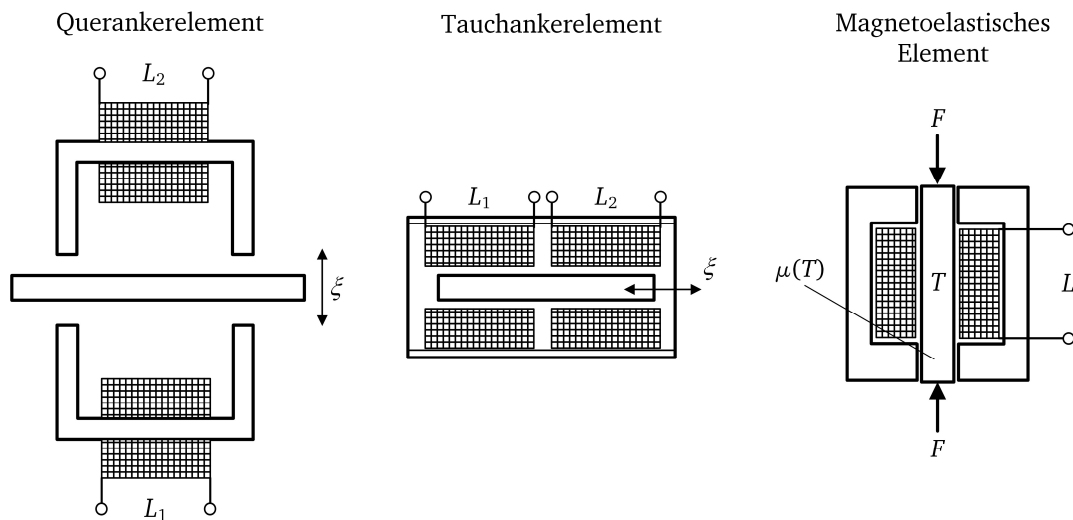


Abb. 7.5: Induktive Messelemente zur Erfassung eines Ausschlags ξ oder einer mechanischen Spannung T .

Optische Messprinzipien

Die Gruppe der optischen Messprinzipien umfasst eine Reihe unterschiedlicher Messverfahren. Bei laserbasierten Verfahren wird der Ausschlag eines Verformungskörpers erfasst. Hierzu wird ein Laserstrahl auf den Verformungskörper gerichtet und das reflektierte Licht mit einem positionsensitiven Detektor erfasst. Bei faseroptischen Verfahren werden Lichtwellenleiter als Messelemente genutzt. Wird ein Lichtwellenleiter gekrümmt, so kommt es zu einer Erhöhung der Übertragungsverluste. Über eine Messung der Beleuchtungsstärke kann auf die wirkende Kraft rückgeschlossen werden. Eine weitere Möglichkeit der Nutzung von Lichtwellenleitern zur Kraftmessung ist das Einbringen von Interferenzfiltern in den Lichtwellenleiter (Faser-Bragg-Gitter). Bei einer Dehnung des Lichtwellenleiters kommt es Verschiebung der Wellenlänge des Lichtes, welche detektiert wird. Weitere Möglichkeiten zur optischen Kraftmessung sind bildverarbeitende Verfahren und die Erfassung der mechanischen Spannung mit einem Raman-Spektrometer [24]. Messprinzipien nach dem optischen Messverfahren gewährleisten eine hohe Messauflösung und können je nach Messprinzip auch kontaktlos erfolgen. Eine Beeinflussung durch elektromagnetische Felder ist nicht gegeben. Eine Miniaturisierung ist jedoch nur eingeschränkt möglich. Dies ist dem teils benötigten hohen Aufwand an Komponenten als auch der Einhaltung minimaler Krümmungsradien bei Lichtwellenleitern geschuldet. Außerdem sind optische Messverfahren empfindlich gegenüber Verschmutzungen.

Auswahl eines Messprinzips

Tabelle 7.2 zeigt die Bewertungskriterien und die Bewertung der betrachteten Messprinzipien zur Kraftmessung. Die Bewertungskriterien leiten sich aus den Anforderungen an den extrakorporalen

Kraftsensor ab. Zur Gewährleistung einer ausreichenden Empfindlichkeit des Sensors wird die Auflösung der Kraftmessung betrachtet. Die Bewertung der Messauflösung beruht auf den Kenntnissen zur Mess- und Sensortechnik [121], [131] und in Anlehnung an [73], [24].

Tabelle 7.2: Bewertung der betrachteten Messprinzipien.

	Resistiv Piezoresistiv	Kapazitiv	Induktiv	Optisch
Erreichbare Messauflösung	+	+	0	+
Hohes Miniaturisierungspotential	+	0	-	0
Geringer Aufwand der Sensorsignalauswertung	+	0	0	-
Resistenz gegenüber Verschmutzung	+	-	+	-
Niedrige Störempfindlichkeit	0	-	-	+

Die Bewertung zeigt, dass das resistive bzw. piezoresistive Messprinzip am besten zur Kraftmessung im Torquer geeignet ist. So lässt sich mit diesem Prinzip eine gute Messauflösung erreichen. Darüber hinaus sichert die gute Miniaturisierbarkeit resistiver Sensoren die Integration des Primärsensors in den Torquer. Weitere Vorteile sind die gute Resistenz gegenüber Verschmutzungen und Flüssigkeiten, sowie die etablierte und somit mit hoher Zuverlässigkeit realisierbare Sensorelektronik. Je nach Umfeld müssen gegebenenfalls Maßnahmen zur Abschirmung elektromagnetischer Felder vorgenommen werden. Ein weiterer Vorteil dieses Messprinzips ist, dass bei der Dehnungsmessung gegenüber der Ausschlagsmessung kein Referenzpunkt benötigt wird.

Die Verwendung kapazitiver Sensoren oder optischer Sensoren ist ebenfalls möglich. Allerdings stellt die hohe Empfindlichkeit beider Messprinzipien gegenüber Verschmutzungen für diese Anwendung einen signifikanten Nachteil dar. Dementsprechend müssen weitere Maßnahmen ergriffen werden, um die Sensorelemente zu schützen. Hierdurch steigt wiederum der benötigte Bauraum für das Sensorelement. Ein kapazitiver Sensor würde zudem mit hoher Wahrscheinlichkeit eine aufwändige Integration der Primärelektronik in den Torquer bedingen.

Induktive Sensoren scheiden aufgrund Ihrer schlechten Miniaturisierbarkeit vollständig aus.

Aufgrund der erfolgten Betrachtung der Messprinzipien und der abschließenden Bewertung wird das resistive Messprinzip ausgewählt.

Weiterführende Informationen zu Kraftmessungen im Bereich der Mikrokraftsensoren können [73], [24], [121], [131] entnommen werden.

7.2 Entwurf des Verformungskörpers

In diesem Abschnitt wird der Entwurf des Primärsensors präsentiert. Zunächst wird die Widerstandsänderung eines DMS bei Dehnung erläutert. Dem folgend werden die Geometrie des entworfenen Verformungskörpers, das zugrundeliegende analytische Modell sowie Simulationsergebnisse dargelegt. Abschließend wird der konstruktive Aufbau des extrakorporalen Sensors präsentiert.

Widerstandsänderung eines Dehnungsmessstreifens (DMS)

In Abbildung 7.6 ist das Grundmodell eines resistiven Dehnungssensors dargestellt. Für ein Widerstandselement ΔR mit der Länge Δx_1 , der Breite b und Höhe h ergibt sich der Grundwiderstand R_0 im spannungsfreien Zustand ($S_1 = S_2 = S_3 = 0$) aus

$$\Delta R_0 = \frac{\rho_0 \Delta x_1}{bh} . \quad (7.4)$$

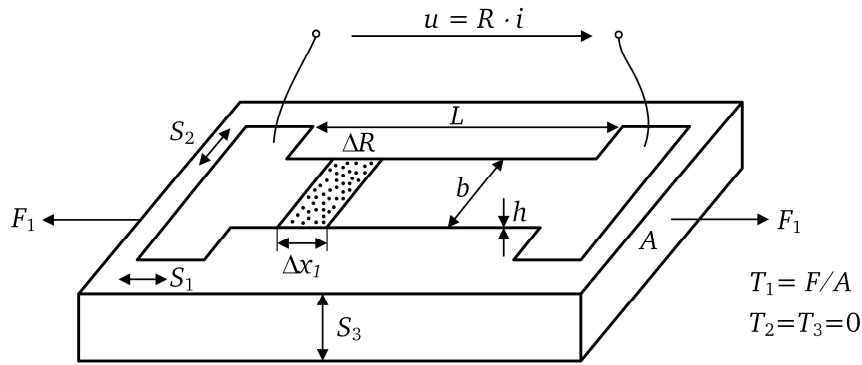


Abb. 7.6: Widerstandsmodell eines resistiven Dehnungssensors nach [131].

Wird der Verformungskörper mit einer Kraft F belastet, so entsteht eine Verformung, welche eine Änderung des Spannungs- und Dehnungszustandes erzeugt. Der Widerstand ΔR des Widerstandselements berechnet sich dann in Abhängigkeit der Dehnungen zu

$$\Delta R = \Delta R_0 + d\Delta R(S_1, S_2, S_3) . \quad (7.5)$$

Der Änderungsterm $d\Delta R(S_1, S_2, S_3)$ ergibt sich durch partielle Ableitung von Gleichung (7.5) nach $\Delta x_1, b, h$ und ρ .

$$d\Delta R = \frac{\partial \Delta R}{\partial \Delta x_1} d\Delta x_1 + \frac{\partial \Delta R}{\partial b} db + \frac{\partial \Delta R}{\partial h} dh + \frac{\partial \Delta R}{\partial \rho} d\rho \quad (7.6)$$

$$d\Delta R = \frac{\rho_0}{bh} d\Delta x_1 - \frac{\rho_0 \Delta x_1}{b^2 h} db - \frac{\rho_0 \Delta x_1}{bh^2} dh + \frac{\Delta x_1}{bh} d\rho \quad (7.7)$$

$$d\Delta R = \left. \frac{\rho_0 \Delta x_1}{bh} \right|_{S_i=0} \cdot \left(\frac{d\Delta x_1}{\Delta x_1} - \frac{db}{b} - \frac{dh}{h} + \frac{d\rho}{\rho_0} \right) \quad (7.8)$$

Die Dehnung entspricht der relativen Längenänderung und somit gilt für die Dehnungen S_i mit $i = \{1, 2, 3\}$

$$S_1 = \frac{d\Delta x_1}{\Delta x_1}, S_2 = -\frac{db}{b}, S_3 = -\frac{dh}{h}. \quad (7.9)$$

Für linear-elastische isotrope Werkstoffe lassen sich die Dehnungen orthogonal zur Krafteinwirkungsrichtung S_2, S_3 in Abhängigkeit der Dehnung S_1 mit der Querkontraktionszahl (Poissonzahl) ν berechnen. Durch das Elastizitätsmodul E wird die mechanische Spannung T mit der Dehnung S gekoppelt. Für S_1, S_2, S_3 gilt somit:

$$S_1 = \frac{1}{E} T_1, S_2 = S_3 = -\frac{\nu}{E} T_1 = -\nu S_1. \quad (7.10)$$

Durch Einsetzen von (7.10) in (7.8) lässt sich die absolute Änderung des Widerstandselements $d\Delta R$ in Abhängigkeit der Ortskoordinate Δx_1 mit

$$d\Delta R = \Delta R_0 S_1(\Delta x_1) \left(1 + 2\nu + \frac{1}{S_1} \frac{d\rho}{\rho_0} \right) \quad (7.11)$$

beschreiben. Somit ergibt sich für die relative Widerstandsänderung $r(x_1) = \frac{d\Delta R}{\Delta R_0}$:

$$r(x_1) = \frac{d\Delta R}{\Delta R_0} = S_1(x_1) \left(1 + 2\nu + \frac{1}{S_1} \frac{d\rho}{\rho_0} \right). \quad (7.12)$$

Ist die Dehnung S_1 unabhängig von der Ortskoordinate x_1 , gilt für die relative Widerstandsänderung r des resistiven Messelements:

$$r = \frac{dR}{R_0} = S_1 \left(1 + 2\nu + \frac{1}{S_1} \frac{d\rho}{\rho_0} \right) = K_1 S_1. \quad (7.13)$$

Die Widerstandsschicht kann in Folien-, Dünnschicht- oder Dickfilmtechnologie hergestellt werden. Auf diesen Technologien basierende Sensoren werden den resistiven zugeordnet. In Halbleiter eindotierte Widerstandsregionen nutzen den piezoresistiven Effekt. Bei resistiven Sensoren wird die Widerstandsänderung durch den Gestaltänderungseffekt dominiert. Bei piezoresistiven Sensoren dominiert die Änderung des spezifischen Widerstands die Widerstandsänderung. Der Faktor $K = \left(1 + 2\nu + \frac{1}{S_1} \frac{d\rho}{\rho_0} \right)$ wird in der Messtechnik als K-Faktor bezeichnet und ist eine materialabhängige Konstante. Für Folien-DMS liegt der K-Faktor im Bereich 2,0...2,2. Mit der Dünnschicht- und Dickfilmtechnologie können K-Faktoren von 1,9 bis 10 erzielt werden. Piezoresistive Silizium-Planar-Widerstände ermöglichen K-Faktoren von 50 bis 100 [131].

Grundmodell des Verformungskörpers

Der Entwurf des Verformungskörpers ist in Abbildung 7.7 dargestellt. Die Kraft F_N wird axial in den Verformungskörper eingeleitet und durch zwei C-förmige Biegebalkenstrukturen abgeleitet. Die DMS werden im Teilstück II des Biegebalkens sowohl auf der Innen- als auch Außenseite angebracht.

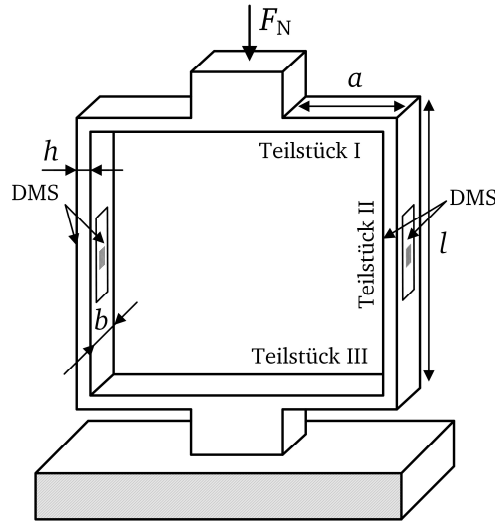


Abb. 7.7: Geometrie des entworfenen Verformungskörpers.

Zur Ermittlung des Sensorausgangssignals u_a werden die mechanischen Spannungen in den Biegebalkenstrukturen ermittelt. Die mechanische Spannung T über den Balkenquerschnitt z in einem Balken mit der Querschnittsbreite b und der Querschnittshöhe h ergibt sich aus

$$T(x, z) = \frac{N(x)}{A(x)} + \frac{M_y(x)}{I_y(x)} z. \quad (7.14)$$

Somit sind die Schnittgrößen in den Biegebalken zu ermitteln. In Abbildung 7.8 ist das mechanische Modell für einen Biegebalken des Sensors dargestellt. Es entsteht durch eine symmetrische Teilung des Verformungskörpers in vertikaler Richtung. Die untere Einspannung stellt die Befestigung des Kraftsensors dar. Die obere Einspannung ist parallelverschiebbar und entspricht der Krafteinleitung an der die Kraft $F = F_N/2$ auf den Verformungskörper wirkt. Da das System zweifach statisch unbestimmt ist, wird das *Prinzip der virtuellen Kräfte* angewendet, um die benötigten Schnittgrößen $N(x)$, $Q(x)$ und $M(x)$ zu ermitteln [65]. Hierzu wird das statisch unbestimmte System durch Wegstreichen zweier Lagerreaktionen in ein statisch bestimmtes überführt. Die aufgelösten Lagerreaktionen werden durch zwei virtuelle Kräfte bzw. Momente ersetzt. Für die tatsächliche Belastung durch die Kraft F und die beiden virtuellen Momente X_A , X_B werden die Schnittgrößen in der Biegebalkenstruktur berechnet. Durch die aufgebrochenen Lagerreaktionen leisten die Kräfte Verformungsarbeit an den Stellen der entfernten Lagerreaktionen. Über ein lineares Gleichungssystem wird die Verformungsarbeit der realen und virtuellen Kräfte miteinander gekoppelt. Mit den Zwangsbedingungen des ursprünglichen unbestimmten Systems werden abschließend alle Lagerreaktionen bestimmt und die realen Schnittgrößen ermittelt. Für die mechanische Spannung T in Teilstück II gilt ergibt sich:

$$T(F, l, z) = -\frac{F}{bh} - 12z \frac{Fa - \frac{3Fh^2l^2 \cdot (a^2 + al) \left(\frac{12(a + \frac{1}{3}l) - 2a}{h^2} + \frac{4a}{l^2} \right)}{2l^2 \left(36 \left(a + \frac{1}{3}l \right)^2 - a^2 \right) + h^2 \left(24a \left(a + \frac{1}{3}l \right) + 4a^2 \right)}{bh^3}. \quad (7.15)$$

und für die Dehnung folgt somit:

$$S(F, l, z) = -\frac{F}{Ebh} - 12z \frac{Fa - \frac{3Fh^2l^2 \cdot (a^2 + al) \left(\frac{12(a + \frac{1}{3}l) - 2a}{h^2} + \frac{4a}{l^2} \right)}{2l^2 \left(36 \left(a + \frac{1}{3}l \right)^2 - a^2 \right) + h^2 \left(24a \left(a + \frac{1}{3}l \right) + 4a^2 \right)}{Ebh^3}. \quad (7.16)$$

Abb. 7.8: Mechanisches Modell des entworfenen Verformungskörpers.

Spannungsgespeiste Vollbrücke

Als Messelemente werden Folien-DMS vom Typ *1-LY11-0.3/120* von der Firma *HBM* eingesetzt. Konstantanfolie bildet den Werkstoff für das Messgitter. Die Träger- und Abdeckfolie besteht aus Polyamid. Die Abmessungen betragen 2,0 x 1,2 mm². Der K-Faktor beträgt nach Datenblattangaben 2. Der Kraftsensor wird mit vier Dehnmesselementen (DMS) bestückt, welche zu einer Vollbrücke verschaltet werden. Je Messschenkel wird ein DMS an der Oberseite und an der Unterseite angebracht. Die Verschaltung der einzelnen Messelemente zu einer spannungsgespeisten Vollbrücke ist in Abbildung 7.9 dargestellt. Für die Brückenspannung u_a gilt:

$$u_a = \frac{R_2 R_4 - R_1 R_3}{(R_1 + R_2)(R_3 + R_4)} U_0 . \quad (7.17)$$

Für ein Messelemente R_i folgt durch Einsetzen von (7.13) in (7.5)

$$R_i = R_0(1 + kS_i) \quad (7.18)$$

und somit ergibt sich für die Brückenausgangsspannung u_a in Abhängigkeit von den Dehnungen S_i

$$u_a = \frac{((1 + kS_2)(1 + kS_4) - (1 + kS_1)(1 + kS_3))}{((1 + kS_1) + (1 + kS_2))((1 + kS_3) + (1 + kS_4))} U_0 . \quad (7.19)$$

Für den entworfenen Verformungskörper gilt aufgrund der Anordnung der DMS:

$$S_1 = S_3 , S_2 = S_4 . \quad (7.20)$$

Somit folgt mit (7.18) und (7.19) für die Brückenausgangsspannung u_a des Kraftsensors

$$u_a = \frac{(1 + kS_2)^2 - (1 + kS_1)^2}{((1 + kS_1) + (1 + kS_2))^2} \cdot U_0 . \quad (7.21)$$

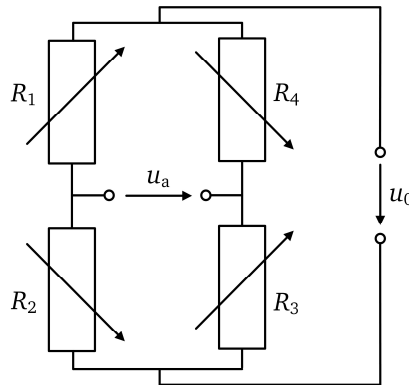


Abb. 7.9: Spannungsgespeiste Vollbrücke.

Simulationsergebnisse

Der Entwurf des Verformungskörpers wird mit der Finite-Elemente-Methode (FEM) optimiert [148]. Die FEM-Methode eignet sich zur Überprüfung der Validität des analytischen Ansatzes hinsichtlich der Dehnung. Des Weiteren können hierdurch Spannungsspitzen im Verformungskörper erkannt und durch konstruktive Anpassungen reduziert werden. Eine analytische Beschreibung der Spannungszustände für alle Variationen eines Verformungskörpers ist sehr aufwendig und wird daher nicht durchgeführt. Abbildung 7.10 zeigt die Gegenüberstellung von erstem Entwurf und optimiertem Modell des Verformungskörpers. In Abbildung 7.11 ist die technische Zeichnung des optimierten Verformungskörpers abgebildet.

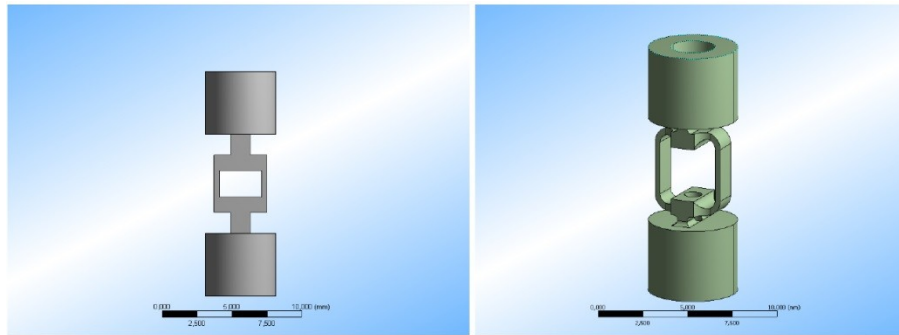


Abb. 7.10: Gegenüberstellung der ersten Variante des Verformungskörpers (links) und des mit FEM optimierten Verformungskörpers (rechts).

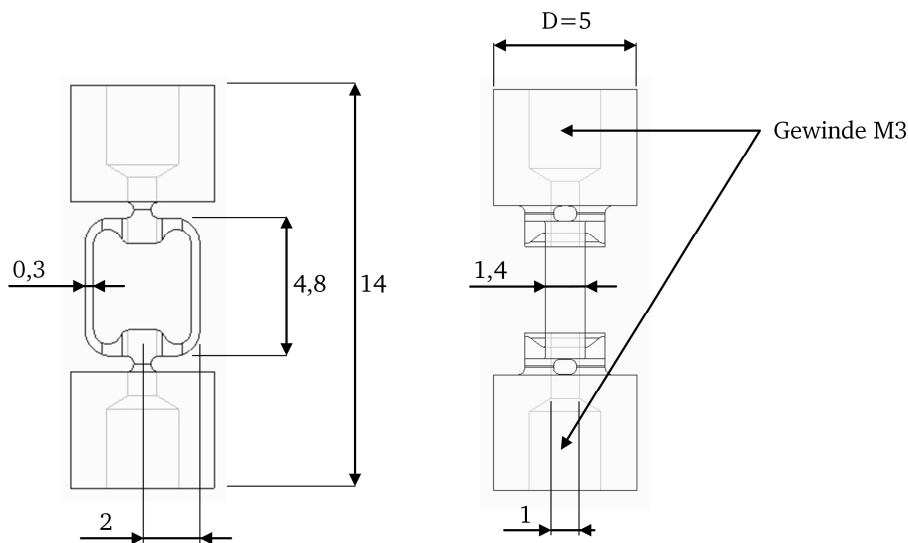


Abb. 7.11: Technische Zeichnung des gefertigten Verformungskörpers.

Die Biegeformen für Druck- und Zugbeanspruchung des Verformungskörpers sind in Abbildung 7.12 dargestellt. Die maximale Spannung bei einer Nennkraft von 10 N beträgt 98 MPa. Die maximale Streckgrenze beträgt 275 MPa. Der Sensor ist somit bis 28 N überlastfest.

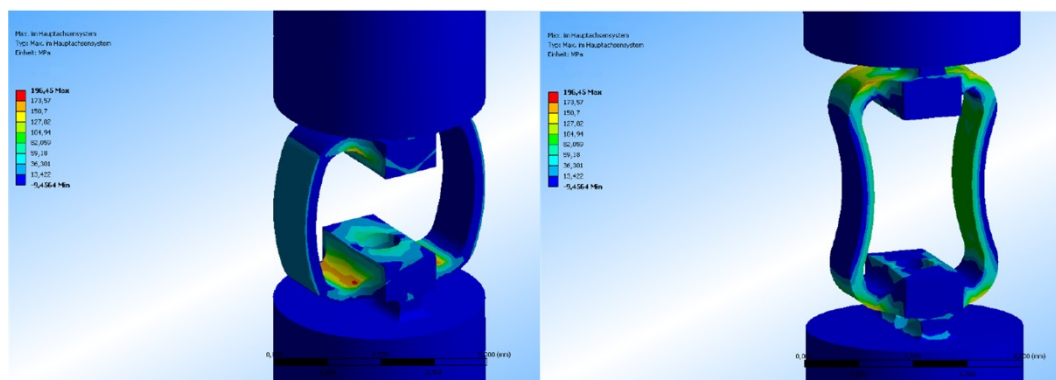


Abb. 7.12: Darstellung der Simulationsergebnisse der mechanischen Spannungen unter Druck- (links) und Zugbelastung (rechts).

Belastung mit 10 N, Mechanische Spannung nimmt farblich von Blau zu Rot zu.

Ein Vergleich der analytisch berechneten und simulierten Dehnungswerte an den Applikationsstellen zeigt eine sehr geringe Abweichung der simulierten Werte von den analytisch berechneten von 2,01 % auf der Innenseite und -3,60 % auf der Außenseite. Durch die gegensätzlichen Vorzeichen der Abweichungen der Dehnungen ergibt sich für die berechnete und simulierte Empfindlichkeit eine Abweichung von lediglich 0,35 %.

Aufbau des extrakorporalen Kraftsensors

Der aufgebaute Torquer mit integriertem Kraftsensor ist in Abbildung 7.13 dargestellt. Die Krafteinleitung erfolgt über eine Spannzange, welche den Führungsdraht mittels Reibschluss fixiert. Die Griffhülse wird durch eine Gleithülse aus Teflon geführt und ist gegen Verdrehen gesichert, um parasitäre Einflüsse von Querkraften und Momenten zu reduzieren.

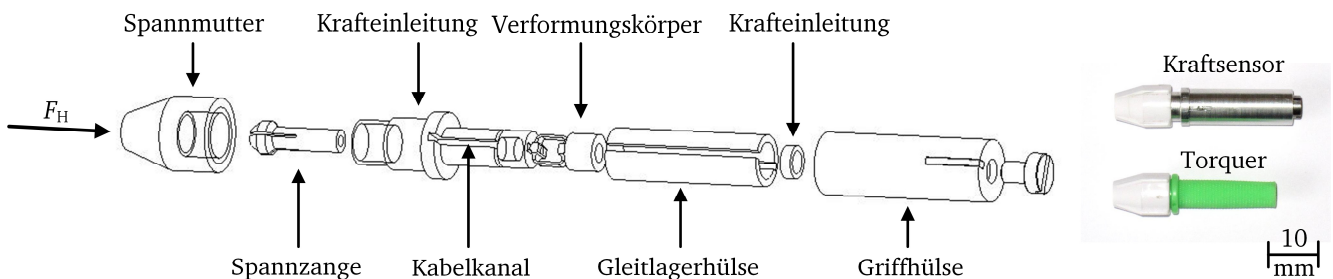


Abb. 7.13: Konstruktiver Aufbau des entworfenen Kraftsensors (links) und Größenvergleich von konventionellem Torquer und entworfenem Torquer mit integrierter Kraftsensorik (rechts).

7.3 Messtechnische Charakterisierung des Kraftsensors

Die statische Kennlinie des Kraftsensors wird mit einem am Institut EMK (TU Darmstadt) entwickelten [86] und für die Messung konstruktiv angepassten Kraftmessstand in Abbildung 7.14 ermittelt. Die Messunsicherheit des Messstandes beträgt 0,5 %. Die Krafteinleitung erfolgt, wie im Anwendungsfall über einen Draht. Hierzu wird ein Edelstahldraht mit dem Durchmesser eines Führungsdrahtes von $360 \mu\text{m}$ verwendet. Der zweite Angriffspunkt erfolgt an der Griffhülse und entspricht somit der Griffhaltung des Kardiologen. Als Sensorelektronik für die Referenzmessung wird die Messverstärker-Steckkarte *NI TB-4330* von *National Instruments* mit einer 5 V Spannungsspeisung eingesetzt. Die Regelung des Kraftmessstandes und die Aufnahme der Messdaten erfolgt mit der Messsoftware *LabVIEW*. Es wird die statische Kennlinie für den Nennmessbereich -10 N bis 10 N gemessen. Insgesamt werden nach einer Einlaufphase 20 Messdurchläufe mit 20 Kraftstufen ausgewertet. Auf jeder Kraftstufe werden nach dem Einschwingvorgang 10 Messwerte aufgenommen. Es ergeben sich somit für jede Kraftstufe 200 Messwerte.

Die gemessene Kraftkennlinie in Abbildung 7.15 zeigt einen geringen Linearitätsfehler von 1,3 % und eine geringe Hysterese von 2,8 %. Die ideale statische Kennlinie entspricht bei einer 5 V Spannungsspeisung

$$u_a = 9,92 \text{ mV} + 75,2 \frac{\mu\text{V}}{\text{N}} \cdot F. \quad (7.22)$$

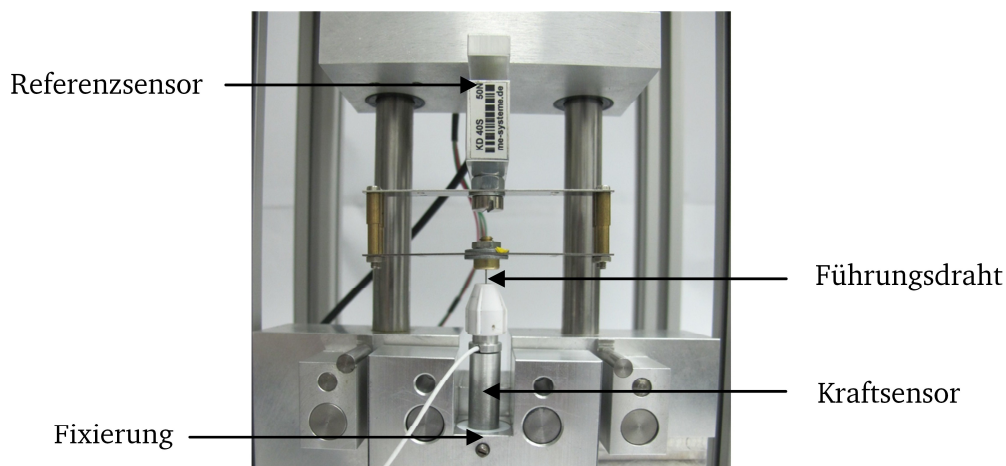


Abb. 7.14: Messanordnung zur Bestimmung der statischen Kennlinie des entworfenen Kraftsensors.

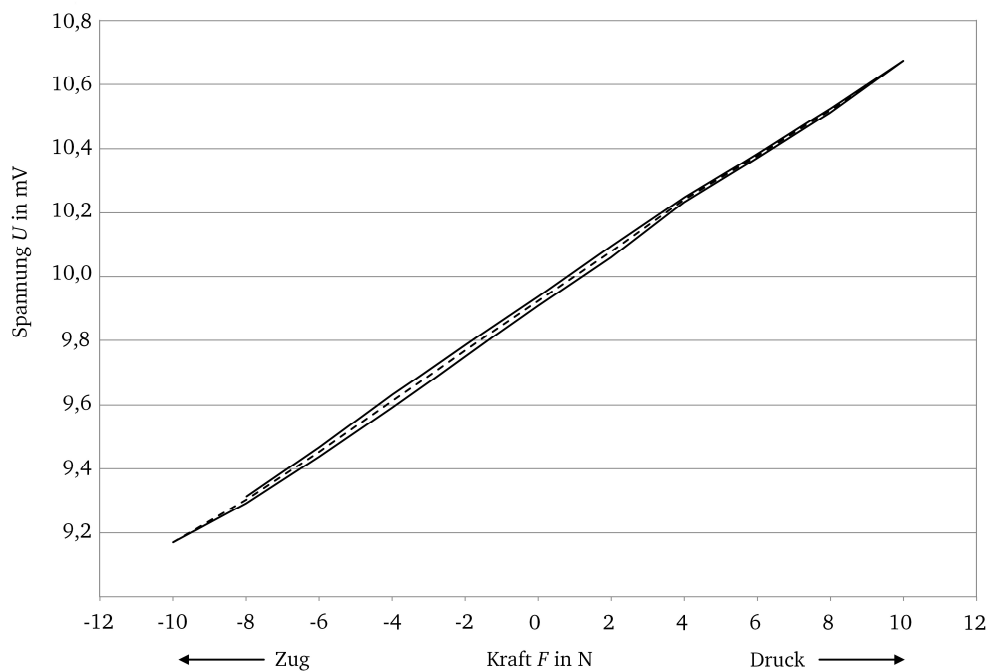


Abb. 7.15: Statische Kennlinie des aufgebauten Kraftsensors.

Die Messunsicherheit liegt mit 3,9 % unterhalb des geforderten Wertes von 5 %. Die Empfindlichkeit fällt geringer aus als aus den Berechnungen erwartet (vgl. Tabelle 7.3). Ursache hierfür sind Fertigungstoleranzen bei der Herstellung des Verformungskörpers. Messungen zeigen, dass der Verformungskörper mit einer Balkenhöhe von $420\ \mu\text{m}$ eine signifikante Abweichung zu den berechneten $300\ \mu\text{m}$ aufweist. Weitere Fertigungsversuche zur Fertigung dünnerer Balkenstrukturen sind fehlgeschlagen. Durch die Rotation des Fräskopfes während der Fertigung gerät die Biegebalkenstruktur in Schwingung und bricht. Die gesunkene Empfindlichkeit des Kraftsensors schränkt die Nutzbarkeit im Rahmen dieser Arbeit jedoch nicht ein. Der geringere Signal-Rausch-Abstand ist akzeptabel. Tabelle 7.4 fasst die aus den statischen Messungen resultierenden Eigenschaften des Kraftsensors zusammen.

Tabelle 7.3: Vergleich der Ergebnisse für Dehnung und Empfindlichkeit des Kraftsensors.

	Mittlere Dehnung im Biegebalken		Empfindlichkeit in mV/V	Abweichung der Empfindlichkeit in %
	Innenseite	Außenseite		
Analytisches Modell	$-1,99 \cdot 10^{-4}$	$-8,60 \cdot 10^{-5}$	0,570	-
FEM Simulation	$-2,03 \cdot 10^{-4}$ (+2,01 %)	$-8,29 \cdot 10^{-5}$ (-3,60 %)	0,572	+0,35 %
Messergebnisse	-	-	0,301	-47,03 %

Tabelle 7.4: Zusammenfassung der Messergebnisse der statischen Messung.

Nennmessbereich in N	-10 bis 10
Empfindlichkeit in mV/V	0,301
Linearitätsfehler in %	1,3
Hysteresefehler in %	2,8
Zufälliger Fehler in %	2,35
Messunsicherheit in %	3,88

Die Messung des dynamischen Verhaltens wird dem angepassten Messstand in Abbildung 7.16 durchgeführt. Der Torquer wird fixiert. Der Shaker *B&K 4810* erzeugt eine dynamische Anregung des Systems. Der Impedanzmesskopf *B&K 8001* wird mit dem Shaker gekoppelt und erfasst die vom Shaker erzeugte Kraft. Der Netzwerkanalysator *Agilent 35670* erfasst die Messsignale vom Impedanzmesskopf und extrakorporalem Kraftsensor und sendet die Messdaten zur Verarbeitung an einen PC mit der Messsoftware *LabVIEW*. Es wird eine definierte Kraft von 100 mN im Frequenzbereich von 1 Hz bis 1 kHz über einen Führungsdraht mit der Länge von 50 mm eingeleitet. Die Messergebnisse zeigen einen konstanten Frequenzverlauf des Sensorsignals bis über 200 Hz (Abb. 7.17). Bei 830 Hz liegt eine Resonanzstelle vor. Die -3 dB Grenzfrequenz liegt über 1 kHz. Das dynamische Verhalten entspricht dem eines Feder-Masse-Systems. Dieses resultiert aus der Nachgiebigkeit des Verformungskörpers und den angekoppelten Massen der Krafteinleitung, der Spannzange und des Drahtes. Bei sehr hohen Frequenzen machen sich zudem die transversalen Schwingungsmoden des verwendeten Drahtstücks bemerkbar.

Fazit

Die messtechnische Charakterisierung des Kraftsensors zeigt, dass der entworfene und aufgebaute Kraftsensor die Anforderungen zur extrakorporalen Messung der Interaktionskraft des Kardiologen erfüllt und somit für die Anwendung im haptischen Assistenzsystem geeignet ist. Die Messunsicherheit ist mit 3,9 % ausreichend gering. Des Weiteren ist das dynamische Verhalten gerade im geforderten Arbeitsfrequenzbereich bis 100 Hz nahezu ideal. Abweichungen von Amplituden- und Phasengang sind hier vernachlässigbar gering.

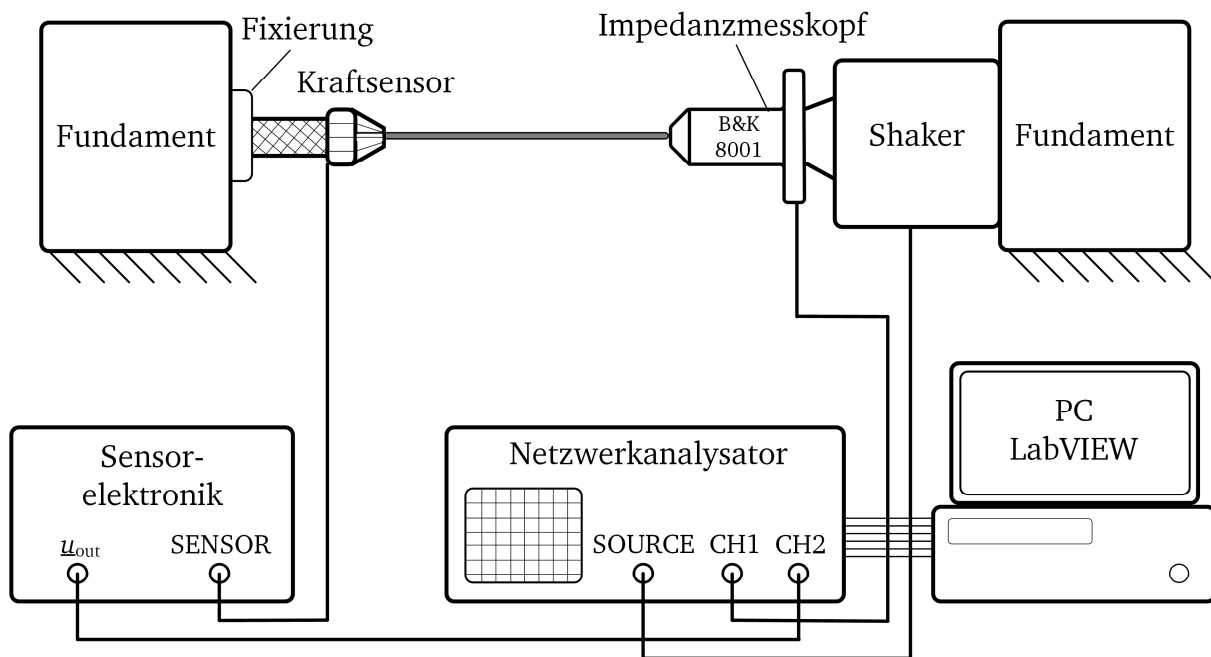


Abb. 7.16: Messaufbau zur Messung des dynamischen Übertragungsverhaltens des extrakorporalen Kraftsensors.




Abb. 7.17: Dynamisches Übertragungsverhalten des extrakorporalen Kraftsensors (Mittelung über sieben Messreihen).

8. Aufbau und Regelung des Gesamtsystems

Basierend auf dem festgelegten Konzept und Entwurf eines impedanzgeregelten Assistenzsystems in Kapitel 5 und 6 ergibt sich die in Abbildung 8.1 dargestellte Struktur des Gesamtsystems. Der Führungsdraht mit integriertem Mikrokraftsensor an der Drahtspitze wird durch die haptische Bedieneinheit und die Schleuse des Patienten geführt. Die Navigation des Führungsdrahtes erfolgt durch händische Manipulation des Handstücks mit integrierter Kraftsensorik. Die intra- als auch extrakorporalen Kraftsensoren werden durch angepasste Sensorelektroniken ausgewertet. Die Sensorsignale werden an ein echtzeitfähiges PXI-System weitergeleitet, welches zur Regelung des Gesamtsystems eingesetzt wird. Die Ansteuerung der haptischen Bedieneinheit geschieht durch eine speziell entwickelte Motortreiberelektronik. Zur Energieversorgung stehen zwei bipolare Spannungsversorgungen mit $\pm 24\text{ V}$ und $\pm 5\text{ V}$ zur Verfügung.

Abb. 8.1: Übersicht der Systemkomponenten des HapCath-Systems.

Alle Elektronikkomponenten werden in einem selbst entworfenen Gehäuse (Abb. 8.2) integriert. Zum Entwurf des Gehäuses sind weitere Informationen in Anhang D aufgeführt. Die Anbindung der Leitungen zum Führungsdraht, haptischen Bedieneinheit und Handstück mit Kraftsensorik erfolgt über medizinische Stecker vom Typ *MEDI-SNAP* des Unternehmens *ODU*. Stecker und Buchsen sind farblich codiert und aufgrund ihrer Formgebung verwechslungssicher gestaltet. Zur Ansteuerung des Systems wird eine Folientastatur eingesetzt. Informationen zum gewählten Betriebsmodus, des Kraftverstärkungsfaktors und dem Betriebszustand werden auf einem LCD-Bildschirm angezeigt.

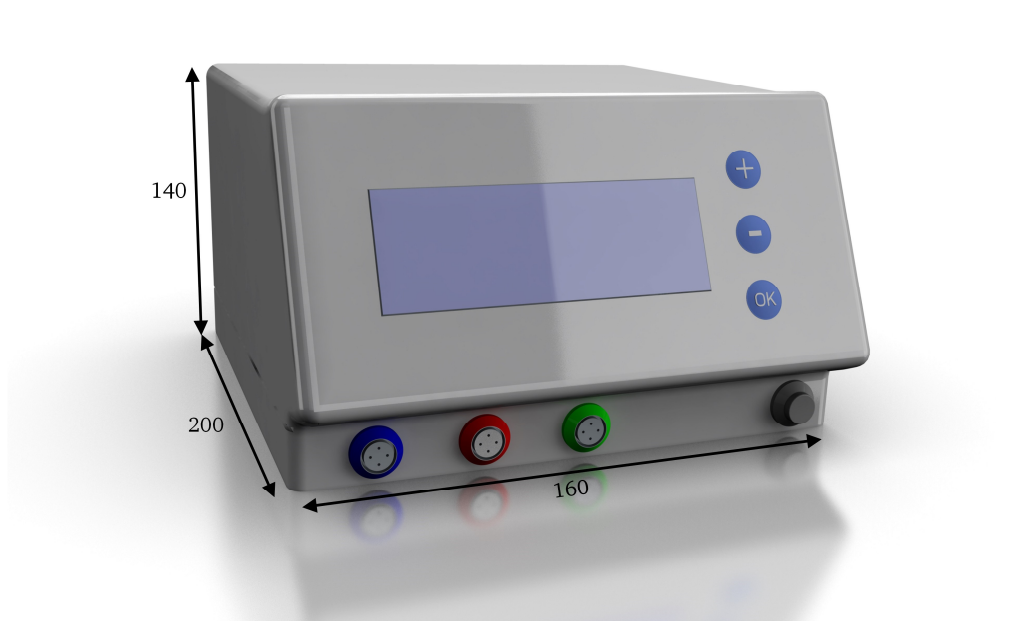


Abb. 8.2: Entworfenene Designstudie zur Gehäusegestaltung der Elektronik.

In den folgenden Abschnitten werden die grundsätzlichen Funktionsweisen der Motorelektronik und Sensorauswerteelektronik erläutert. Danach wird ein geeigneter Regler für das haptische Assistenzsystem ausgewählt und entworfen.

8.1 Entwicklung der Elektronikkomponenten

Für die Ansteuerung der haptischen Bedieneinheit und zur Auswertung des extrakorporalen Kraftsensors werden angepasste Elektroniken entworfen. Darüber hinaus wird ein Netzteil aufgebaut, das die einzelnen Elektronikkomponenten mit Energie versorgt. Folgend wird der Entwurf von Motorelektronik und Sensorelektronik erläutert.

8.1.1 Motor-Treiberelektronik

Die Motorelektronik dient zur Ansteuerung der haptischen Bedieneinheit. Da die Bedieneinheit als Kraftquelle eingesetzt wird, ist es zweckmäßig eine Stromquelle zur Ansteuerung zu verwenden und so den annähernd linearen Zusammenhang von Strom und Kraft beim elektrodynamischen Prinzip zu nutzen [48], [75].

Bei Verstärkern werden je nach Funktionsweise unterschiedliche Typen unterschieden [105], [120]. Zu den linearen Verstärkern werden die Eintaktverstärker der Klasse A und die Gegentaktverstärker der Klassen B und AB gezählt. Verstärker der Klasse C verzerren sehr stark das Ausgangssignal und werden hauptsächlich in der Hochfrequenztechnik eingesetzt. Verstärker der Klasse D werden den schaltenden Typen zugeordnet und basieren prinzipiell auf einer Pulsweitenmodulation. Daneben existieren wenige hybride Varianten von linearen und schaltenden Verstärkern, welche hier nicht näher betrachtet werden.

Die signifikanten Unterschiede zwischen den unterschiedlichen Klassen bestehen in der Signalqualität, welche durch den Klirrfaktor beschrieben wird, dem Wirkungsgrad und der elektromagnetischen Verträglichkeit.

Ein Klasse-A-Verstärker weist den niedrigsten Klirrfaktor aller Verstärkerklassen auf, allerdings besitzt er aufgrund seines Betriebs im Eintakt-Modus einen sehr niedrigen Wirkungsgrad. Klasse-B-Verstärker bilden das Ausgangssignal mit zwei gekoppelten Schaltungsteilen. Ein Teil gibt die positive Halbwelle des Signals aus, der andere die negative. Daher auch der Name Gegentaktverstärker. Aufgrund der Schwellspannung der Transistoren ($\approx 0,65 \text{ V}$) kommt es in der Nähe des Nulldurchgangs zu Übernahmeverzerrungen. Hieraus resultiert ein im Vergleich hoher Klirrfaktor. Ein Verstärker der Klasse AB „spannt“ die Leistungstransistoren mit einer Vorspannung, die ungefähr der Schwellspannung entspricht vor. Hierdurch werden die Übernahmeverzerrungen gemindert. Er bietet somit eine hohe Signalqualität bei zugleich ähnlich gutem Wirkungsgrad wie ein Klasse-B-Verstärker. Verstärker der Klassen A, B, und AB gewährleisten eine gute elektromagnetische Verträglichkeit. Der große Vorteil eines Klasse-D-Verstärkers ist sein hoher Wirkungsgrad. Durch den schaltenden Betrieb, werden die Transistoren nicht im ineffizienten linearen Bereich betrieben. Allerdings verursachen sie durch den schaltenden Betrieb signifikante elektromagnetische Störungen. Zudem ist der Klirrfaktor meist sehr hoch.

Ein Verstärker der Klasse AB bietet insgesamt einen guten Kompromiss aus Signalqualität, Wirkungsgrad und EMV-Verträglichkeit und wird daher als Motortreiber für die haptische Bedieneinheit ausgewählt.

Der integrierte Baustein *LM 1875* ist ein Leistungsoperationsverstärker der Klasse AB und wird als Verstärkerbaustein verwendet. Abbildung 8.3 zeigt die prinzipielle Beschaltung des Operationsverstärkers als spannungsgesteuerte Stromquelle. Der Operationsverstärker besitzt zwei Eingänge. Der positive wird als Signaleingang genutzt, der negative als Anschluss für die Rückkopplung. Der Verstärker arbeitet somit im nicht-invertierenden Betrieb. Der elektrodynamische Aktor der haptischen Bedieneinheit wird an den Ausgang des Operationsverstärkers und den Messshunt angeschlossen. Der Motorstrom verursacht einen Spannungsabfall über den Messshunt R_{Shunt} , welcher auf den invertierenden Eingang zurückgekoppelt wird. Für die differentielle Ausgangsspannung $\Delta \underline{u}_a$ des Operationsverstärkers gilt mit dem Differenzverstärkungsfaktor A_D und der Differenzeingangsspannung $\Delta \underline{u}_D$

$$\Delta \underline{u}_a = A_D \Delta \underline{u}_D . \quad (8.1)$$

Durch das Rückkopplungsnetzwerk steuert der Operationsverstärker so lang den Ausgang aus, bis die Differenzspannung \underline{u}_D zwischen den beiden Eingängen zu Null geworden ist. Dann ist ein stationärer Arbeitspunkt erreicht. Im Fall der spannungsgesteuerten Stromquelle ergibt sich für den Spannungsabfall über den Messshunt

$$\underline{u}_{\text{Shunt}} = R_{\text{Shunt}} \dot{i}_{\text{Mot}} . \quad (8.2)$$

Hieraus lässt sich der Stromverstärkungsfaktor der Stromquelle berechnen. Für den Motorstrom \dot{i}_{Mot} in Abhängigkeit der Eingangsspannung $\underline{u}_{\text{in}}$ gilt daher

$$\underline{i}_{\text{Mot}} = \frac{\underline{u}_{\text{in}}}{R_{\text{Shunt}}} . \quad (8.3)$$

Über einen Spannungsteiler am Eingang des Operationsverstärkers wird das Übersetzungsverhältnis von Eingangsspannung zu Ausgangsstrom so angepasst, dass sich bei einer Eingangsspannung von ± 5 V ein Motorstrom von $\underline{i}_{\text{Mot}}$ von ± 1 A ergibt. Dies entspricht einer maximalen Ausgangskraft von 1,18 N an der haptischen Bedieneinheit. Der Arbeitsfrequenzbereich der Schaltung beträgt DC bis 50 kHz. Am Eingang des Verstärkers wird ein Tiefpass angekoppelt, um die Rauschleistung zu minimieren; Die Grenzfrequenz beträgt 5 kHz. In Abschnitt 9.3 wird dieser Tiefpass zur Frequenzgangkompensation genutzt. Hierzu wird die Grenzfrequenz auf 100 Hz abgesenkt.

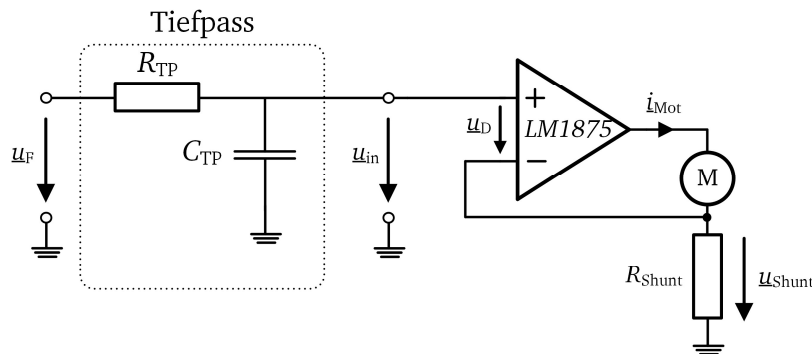


Abb. 8.3: Grundsaltung der Motorelektronik mit vorgeschaltetem Tiefpass zur Rauschleistungsreduzierung.

8.1.2 Sensorelektronik

Der Messeffekt des extrakorporalen Kraftsensors beruht auf dem resistiven Wirkprinzip. Insgesamt vier Dehnungsmessstreifen werden in Brückenschaltung auf dem Verformungskörper angebracht (vgl. Kapitel 7). Zur Auswertung des extrakorporalen resistiven Kraftsensors müssen Brückenausgangsspannungen im Millivoltbereich präzise verstärkt werden. Zugleich müssen eine hohe Gleichtaktunterdrückung und ein hoher Eingangswiderstand des Messverstärkers bei gleichzeitig ausreichend hoher Dynamik gewährleistet sein. Bei diesen Anforderungen sind besonders Instrumentationsverstärker als Messverstärker geeignet [132]. Instrumentenverstärker werden aus drei Operationsverstärkern in Differenzverstärkerschaltung gebildet (Abb. 8.4). Für die Ausgangsspannung gilt:

$$\underline{u}_a = \left(1 + \frac{2R_1}{R_{\text{Gain}}}\right) \cdot \frac{R_3}{R_2} \cdot (\underline{u}_2 - \underline{u}_1) . \quad (8.4)$$

Bei integrierten Schaltungen sind alle drei Operationsverstärker in einem Gehäuse untergebracht. Die Widerstände R_1 bis R_3 werden direkt auf dem Siliziumchip integriert und getrimmt. Hierdurch wird eine sehr hohe Genauigkeit des Ausgangssignals erzielt. Die Verstärkung ergibt sich dann allein durch die Wahl des Widerstands R_{Gain} , dessen Anschlüsse aus dem Gehäuse herausgeführt werden. Die Eigenschaften integrierter Instrumentenverstärker sind zusammengefasst:

- hohe Gleichtaktunterdrückung > 100 dB,

- sehr hohe Eingangsimpedanz $>90\text{ M}\Omega$,
- geringe Offseteingangsspannung $<100\text{ }\mu\text{V}$,
- geringes Verstärkungsbandbreiteprodukt $<2\text{ MHz}$.

Für den Aufbau des Messverstärkers wird der integrierte Baustein *INA 114* verwendet. Er bietet bei einer Gesamtverstärkung von 1000 eine obere Grenzfrequenz von 1 kHz und ist daher gut für die Auswertung des extrakorporalen Kraftsensors geeignet. Die Spannungsspeisung erfolgt mit einem 5 V-Spannungsregler. Das Ausgangssignal des Instrumentationsverstärkers wird zur Unterdrückung von Aliasing-Effekten am Eingang des PXI-Systems tiefpassgefiltert. Die Grenzfrequenz beträgt 2 kHz.

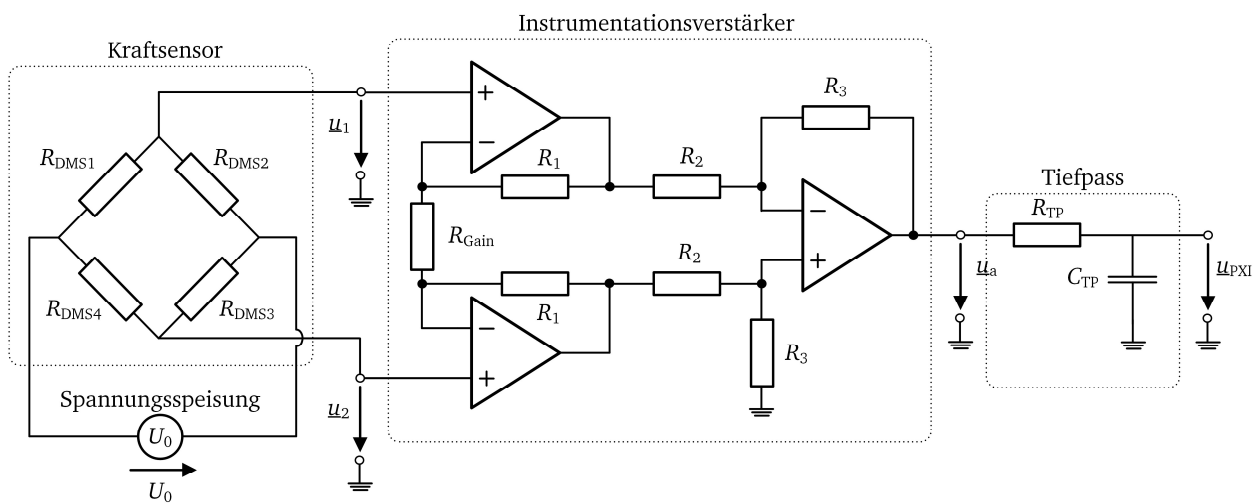


Abb. 8.4: Grundschaltung des Instrumentationsverstärkers mit angekoppeltem Kraftsensor und ausgangsseitigem Anti-Aliasing-Filter.

8.2 Auswahl und Entwurf des Reglers

Die Funktion der Regelung ist die Ansteuerung der haptischen Bedieneinheit in Abhängigkeit der gemessenen Kraftsignale der beiden Kraftsensoren. Im Gegensatz zu einer Steuerung stellt eine Regelung einen geschlossenen Wirkungsablauf dar. Der Typ des Reglers und dessen Parametrisierung haben einen großen Einfluss auf die erzielbare Bandbreite des Gesamtsystems und somit auch auf die haptische Transparenz des Systems, also die Qualität des haptischen Feedbacks. Des Weiteren bestimmt der Regler auch die Stabilität des Systems.

In diesem Abschnitt wird zunächst die Übertragungseigenschaft der Regelstrecke bestimmt. Anschließend werden die Eigenschaften unterschiedlicher stetiger Reglertypen dargelegt und eine Auswahl eines Reglers getroffen. Abschließend werden die Parameter des Reglers empirisch bestimmt und Messergebnisse präsentiert.

8.2.1 Stabilität

Stabilität im Sinne der Regelungstechnik kann wie folgt definiert werden. Ein System ist genau dann stabil, wenn jedes beschränkte und zulässige Eingangssignal ein beschränktes Ausgangssig-

nal zur Folge hat [122]. Trifft dies nicht zu, so ist das System instabil. Abbildung 8.5 stellt ein stabiles und ein instabiles Ausgangssignal eines Systems zur Verdeutlichung dar. Die Amplitude des Ausgangssignal nimmt im Fall instabilen Verhaltens also stetig zu bis das System in seine Stellgrößenbeschränkung hineinläuft oder das System durch Überlastung zerstört wird. Ein instabiles Verhalten des haptischen Assistenzsystems zeigt sich in einem Prellen der Führungsdrahtspitze im Gefäßsystem und stellt ein erhebliches Risiko für den Patienten dar. Es muss daher ausgeschlossen werden können.

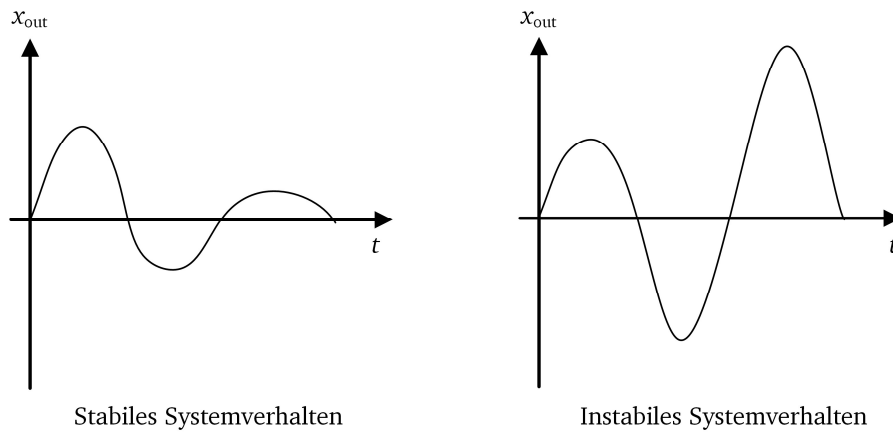


Abb. 8.5: Gegenüberstellung des Ausgangssignals eines stabilen und instabilen Systems.

Eine vereinfachte Darstellung eines Regelkreises ist in Abbildung 8.6 dargestellt. Die Führungsgröße \underline{x}_{in} wird mit der Regelgröße \underline{x}_{out} verglichen und die Regeldifferenz $\Delta \underline{s} = \underline{x}_{in} - \underline{x}_{out}$ bestimmt. Der Regler \underline{G}_R verarbeitet die Regelabweichung und erzeugt die Stellgröße \underline{u} , welche auf die Regelstrecke \underline{G}_S einwirkt, um die Regelgröße zu beeinflussen.

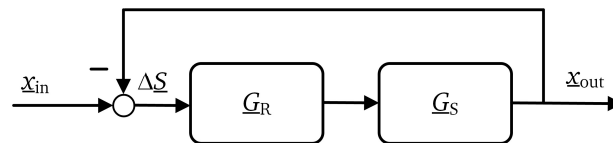


Abb. 8.6: Blockschaltbild eines geschlossenen Regelkreises.

Die Übertragungsfunktion des geschlossenen Regelkreises ergibt sich somit aus

$$\underline{G}_g = \frac{\underline{G}_R \cdot \underline{G}_S}{1 + \underline{G}_R \cdot \underline{G}_S}. \quad (8.5)$$

Nach dem speziellen NYQUIST-Kriterium kann durch Betrachtung des offenen Regelkreises des Systems auf die Stabilität des geschlossenen geschlossen werden. Damit ein System asymptotisch stabil ist, darf die Ortskurve des offenen Regelkreises (Abb. 8.7)

$$\underline{G}_o = \underline{G}_R \cdot \underline{G}_S \quad (8.6)$$

den NYQUIST-Punkt $(-1,0)$ in der Ortskurvendarstellung nicht umschließen (Abb. 8.8) [122]. In der Darstellung des Bodediagramms entspricht dies einer Verstärkung kleiner 0 dB bei negativen Phasenübergang der -180° -Linie (Abb. 8.9).

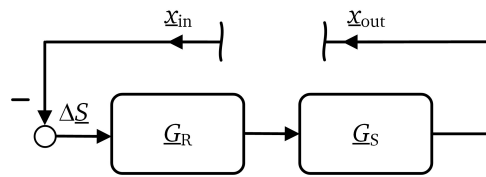


Abb. 8.7: Blockschaltbild eines offenen Regelkreises.

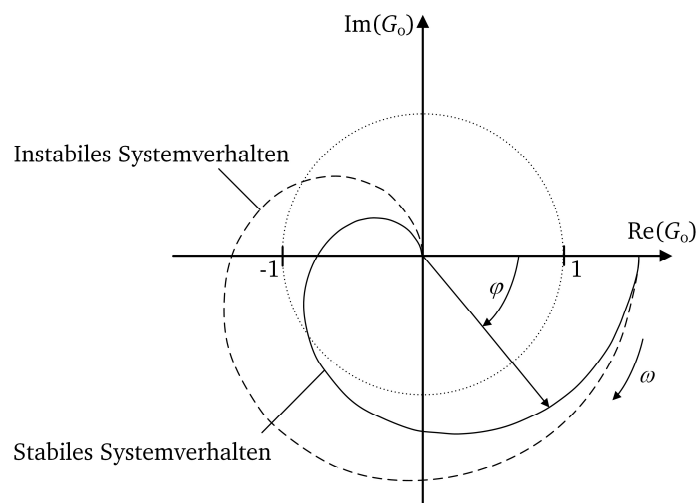


Abb. 8.8: Ortskurvendarstellung eines stabilen und eines instabilen Systemverhaltens.
Die Ortskurve des offenen Regelkreises eines stabilen Systems darf den Nyquist-Punkt $(-1,0)$ nicht umschließen.

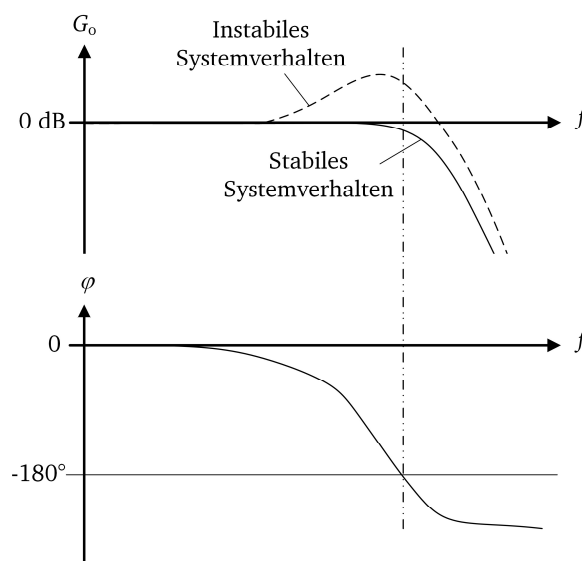


Abb. 8.9: Frequenzgangdarstellung eines stabilen und instabilen Systemverhaltens.
Der offene Regelkreis eines stabilen Systems muss eine Regelkreisverstärkung kleiner 0 dB beim negativen Durchschreiten der -180° -Linie aufweisen.

Durch Messung des Übertragungsverhaltens des offenen Regelkreises des haptischen Assistenzsystems wird in den folgenden Abschnitten die Stabilität des impedanzgesteuerten (Abs. 9.2) und impedanzgeregelten Assistenzsystems (Abs. 9.3) untersucht und die Bandbreite der Kraftrückmeldung bestimmt.

8.2.2 Reglertypen und Auswahl eines Reglers

Regler lassen sich in stetige und unstetige Regler unterscheiden. Stetige Regler können jeden beliebigen Wert innerhalb des Stellbereichs ausgeben. Das Übertragungsverhalten kann proportionales (P-), integrales (I-) oder differentielles (D-) Zeitverhalten aufweisen. Zumeist kommen Regler aber mit einem kombinierten Zeitverhalten zum Einsatz, z.B. PI-Regler, PID-Regler. Unstetige Regler besitzen einen diskreten Stellbereich. Zweipunktregler können beispielsweise nur zwei Zustände annehmen. In Abbildung 8.10 ist eine Übersicht der einfachen Reglertypen angegeben. Für die Regelung des haptischen Assistenzsystems kommen nur stetige Regler in Frage, welche im Folgenden näher betrachtet werden.

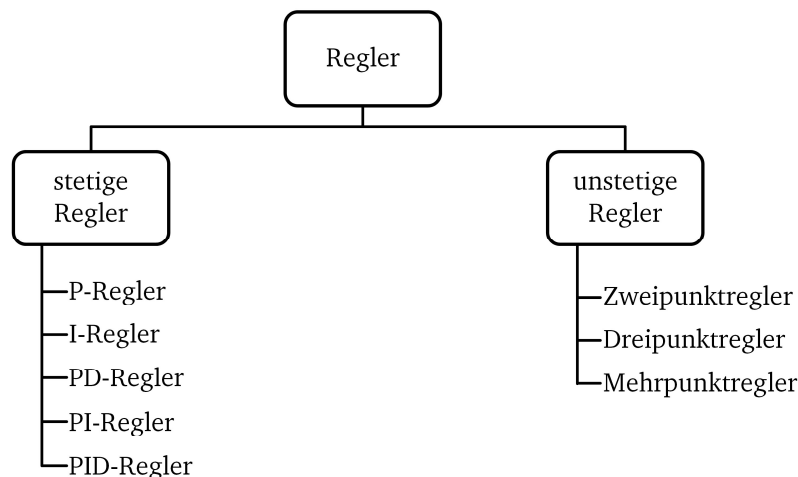


Abb. 8.10: Übersicht einfache stetiger und unstetiger Regler nach [79].

Ein stetiger Regler wird durch eine Kombination von P-, I- und D-Glied gebildet. Die Wirkungsweise der einzelnen Übertragungsglieder beruht auf dem unterschiedlichen Zeitverhalten.

Der **P-Anteil** beschreibt einen rein proportionalen Zusammenhang zwischen der Regelabweichung $\Delta \underline{s}$ und der Stellgröße \underline{u} . Er verarbeitet nur den Momentanwert der Regelabweichung und berücksichtigt daher nur die Gegenwart.

Der **I-Anteil** integriert die Regelabweichung $\Delta \underline{s}$ auf. Hierdurch wird die Stellgröße \underline{u} bei gleicher Regelabweichung stetig größer. Dies erlaubt die Regelabweichung zu null zu regeln. Da durch die Integration in der Zeit zurückliegende Werte die Stellgröße bestimmen, ist der I-Anteil in die Vergangenheit gerichtet.

Der **D-Anteil** reagiert auf schnelle Änderungen der Regelabweichung $\Delta \underline{s}$. Je größer die Änderungsgeschwindigkeit, umso größer der Einfluss des D-Anteils auf die Stellgröße \underline{u} . Hierdurch

wird verhindert, dass sich große Regelabweichungen aufbauen können. Seine Wirkung ist somit in die Zukunft gerichtet.

Die Verschaltung der einzelnen Regler als Übertragungsglieder kann durch eine Parallelschaltung der Blöcke der einzelnen Regelglieder erfolgen (Abb. 8.11).

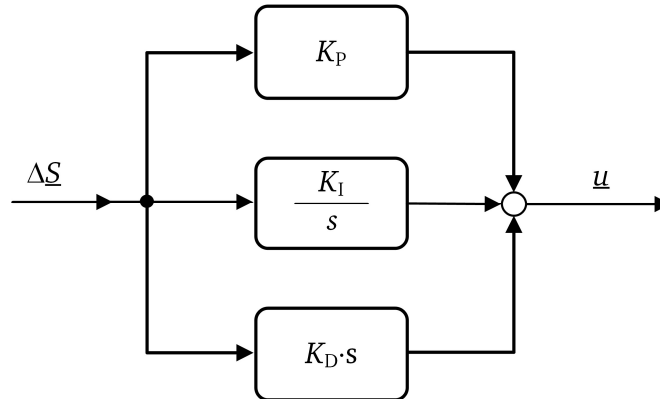


Abb. 8.11: Blockschaltbild eines PID-Regler in Parallelschaltung.

Die Übertragungsfunktion G_R ergibt sich somit aus:

$$\underline{G}_R = K_P + \frac{K_I}{s} + K_D s. \quad (8.7)$$

Durch Einführen der Größen

$$K_R = K_P \quad (8.8)$$

$$T_I = \frac{K_P}{K_I} \quad (8.9)$$

$$T_D = \frac{K_D}{K_P} \quad (8.10)$$

lässt sich das Blockschaltbild so umformen, dass die Reglerparameter nur durch den Verstärkungsfaktor K_R , die Nachstellzeit T_I und die Vorhaltzeit T_D bestimmt werden. Durch die Umformung ergibt sich das Blockschaltbild in Abbildung 8.12.

Für die Übertragungsfunktion gilt nun:

$$\underline{G}_R = K_R \left(1 + \frac{1}{T_I s} + T_D s \right). \quad (8.11)$$

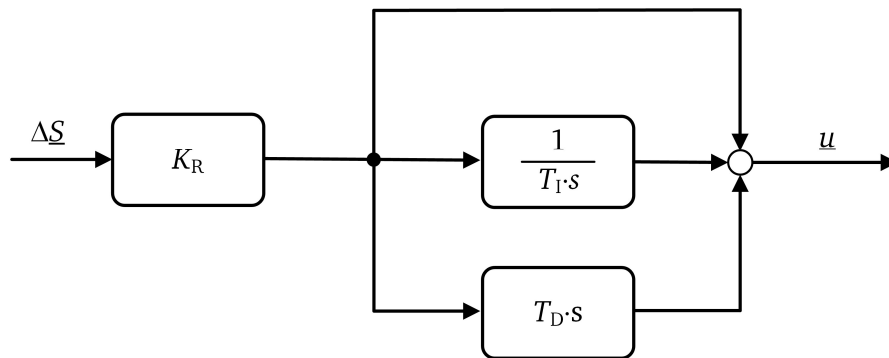


Abb. 8.12: Umgeformtes Blockschaltbild eines PID-Regler.

Je nach Kombination von Übertragungsgliedern des Reglers ergeben sich unterschiedliche Eigenschaften des Reglers. In Abhängigkeit vom dynamischen Verhalten der Reglerstrecke ist ein geeigneter Regler auszuwählen.

Da die Regelstrecke des haptischen Assistenzsystems durch das Verhalten der haptischen Bedieneinheit dominiert wird und somit ein PT_n -Verhalten (Mehrmassenschwinger) aufweist, kommen nur I-, PI- und PID-Regler in Betracht [79]. Um ein möglichst geringes Überschwingen bei gleichzeitig hoher Dynamik zu erzielen, wird daher ein PID-Regler zur Regelung des haptischen Assistenzsystems ausgewählt.

8.2.3 Empirische Bestimmung der Reglerparameter

Die Reglerparameter werden empirisch nach dem Verfahren von ZIEGLER und NICHOLS ermittelt [79], [122]. In dieser Arbeit wird die Methode des Stabilitätsrandes verwendet. Prinzipiell wird bei diesem Einstellverfahren das zu regelnde System im grenzstabilen bzw. instabilen Zustand betrieben und hieraus auf die zu wählenden Reglerparameter geschlossen. Das System muss daher dazu geeignet sein im instabilen Bereich betrieben zu werden ohne hierdurch zerstört zu werden. Das Verfahren unterteilt sich in die folgenden Schritte:

1. Zunächst wird nur der P-Anteil des Reglers genutzt. I- und D-Anteil bleiben unberücksichtigt.
2. Der Verstärkungsfaktor K_R wird stetig erhöht bis das System beginnt instabil zu werden und Dauerschwingungen ausführt. Der Verstärkungsfaktor bei dem das System beginnt instabil zu werden wird als kritische Verstärkung K_{krit} bezeichnet.
3. Zusätzlich zur kritischen Verstärkung wird die Periodendauer der Dauerschwingungen des Systems T_{krit} bestimmt.
4. Anhand der Einstellregeln nach Ziegler und Nichols (Tabelle 8.1) werden die Parameter K_R , T_I und T_D des Reglers bestimmt.

Die hieraus resultierenden Parameter sind eine gute Basis zur Auslegung des Reglers. Trotzdem empfiehlt es sich weitere experimentelle Optimierungen der Reglerparameter vorzunehmen (siehe Kapitel 9).

Tabelle 8.1: Einstellregeln der Reglerparameter nach ZIEGLER und NICHOLS.

Regler	K_R	T_I	T_D
P	$0,50 \cdot K_{\text{krit}}$	-	-
PI	$0,45 \cdot K_{\text{krit}}$	$0,85 \cdot T_{\text{krit}}$	-
PD	$0,55 \cdot K_{\text{krit}}$	-	$0,15 \cdot T_{\text{krit}}$
PID	$0,60 \cdot K_{\text{krit}}$	$0,50 \cdot T_{\text{krit}}$	$0,125 \cdot T_{\text{krit}}$

9. Erprobung des Gesamtsystems

In diesem Kapitel wird die Erprobung des Gesamtsystems dargestellt. Für die Messung des dynamischen Führungsübertragungsverhaltens und der Eingangsimpedanz werden angepasste Versuchsstände verwendet. Die Reglerparameter werden empirisch ermittelt und experimentell optimiert. Die Eingangsimpedanz des haptischen Assistenzsystems wird für das impedanzgeregelte Assistenzsystem charakterisiert und der Eingangsimpedanz des impedanzgesteuerten haptischen Systems gegenübergestellt, um den Vorteil der Regelung hinsichtlich der haptischen Transparenz aufzuzeigen. Abschließend werden die Ergebnisse zusammengefasst und bewertet.

9.1 Versuchsstand zur Analyse des Führungsübertragungsverhaltens

Der aufgebaute Versuchsstand zur messtechnischen Charakterisierung des Übertragungsverhaltens des offenen Regelkreises des haptischen Assistenzsystems ist in Abbildung 9.1 abgebildet. Als Referenzkraftsensor wird der Impedanzmesskopf B&K 8001 von Brüel & Kjaer eingesetzt. Das Handstück mit integrierter Kraftsensorik (Torquer) wird mit dem Impedanzmesskopf verschraubt. Die mechanische Kopplung von haptischer Bedieneinheit zum Handstück geschieht durch die Verwendung eines unbeschichteten Edelstahldrahtes mit $360\text{ }\mu\text{m}$ Durchmesser und einer freien Länge von 50 mm. Der Durchmesser entspricht dem eines Führungsdrahtes; die freie ungeführte Länge von 50 mm dem maximal definierten Abstand zwischen haptischer Bedieneinheit und Torquer. Über den Netzwerkanalysator Agilent 35670 wird die Sollgröße für das haptische Assistenzsystem generiert und somit die Sollgröße für den Regelkreis vorgegeben. Der Netzwerkanalysator wird als Ersatzsignalquelle für den intrakorporalen Kraftsensor verwendet. Die resultierende Kraft, die der Impedanzmesskopf misst, wird ebenfalls durch den Netzwerkanalysator erfasst. Somit kann das Führungsübertragungsverhalten des haptischen Assistenzsystems messtechnisch bestimmt werden. Die Messdaten werden vom Netzwerkanalysator an einen PC mit dem Programm LabVIEW zur Auswertung gesendet. Für jede Messreihe werden sieben Messdurchgänge durchgeführt und die Messergebnisse gemittelt.

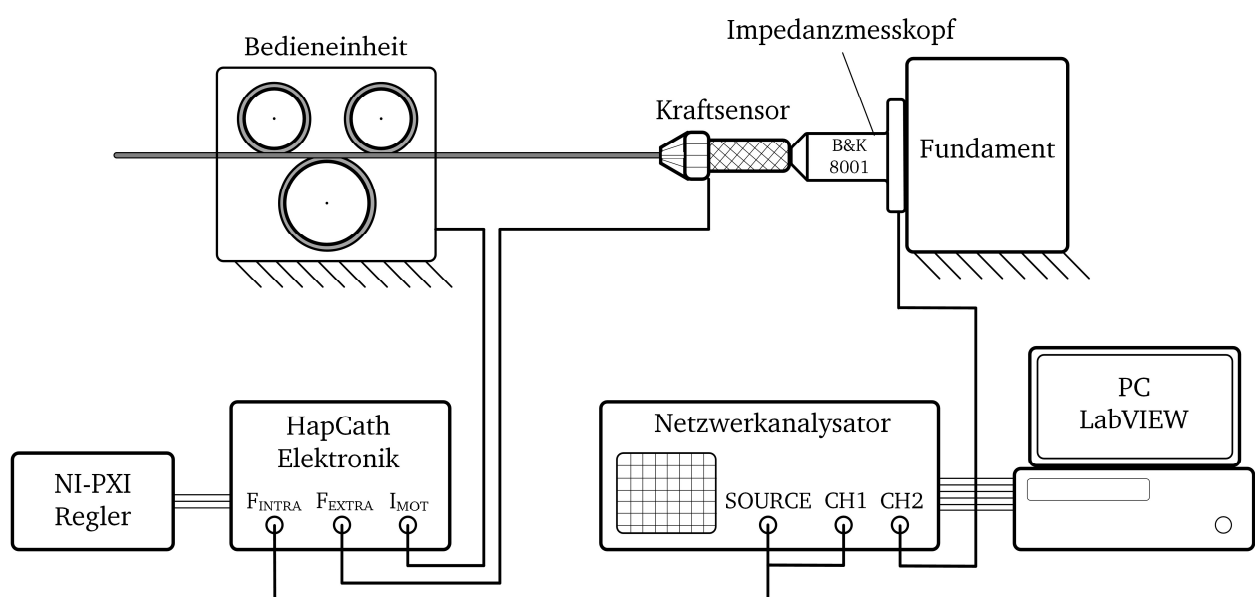


Abb. 9.1: Messaufbau zur Messung des Führungsübertragungsverhaltens des offenen Regelkreises des haptischen Assistenzsystems.

9.2 Charakterisierung des impedanzgesteuerten Systems

Wird das haptische System impedanzgesteuert betrieben, ergibt sich aus dem Blockschaltbild eines impedanzgesteuerten Co-Manipulators in Abbildung 5.13 im festgebremsten Fall das Blockschaltbild wie in Abbildung 9.2 dargestellt. Der Netzwerkanalysator gibt eine Sollgröße F_{in} von 100 mN im Frequenzbereich von 1 bis 1000 Hz vor. Die Signalverarbeitung steuert über einen Verstärkungsfaktor P die Motorelektronik \underline{G}_{EL} an, welche die haptische Bedieneinheit \underline{G}_A ansteuert. Die Ausgangskraft wird durch den Impedanzmesskopf erfasst und am PC verarbeitet.

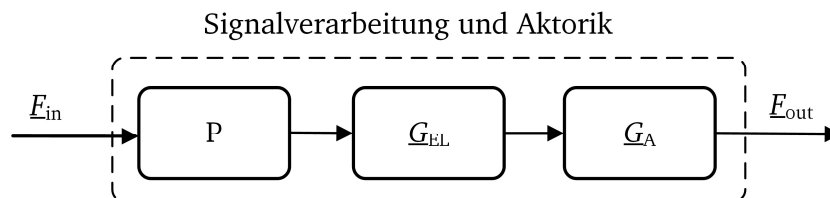


Abb. 9.2: Blockschaltbild des festgebremsten impedanzgesteuerten Assistenzsystems.

In Abbildung 9.3 ist das Übertragungsverhalten des offenen Regelkreises des impedanzgesteuerten Assistenzsystems dargestellt. Die Messungen zeigen, dass der offene Regelkreis zwei ausgeprägte Resonanzstellen bei 500 Hz und 810 Hz mit Resonanzüberhöhungen von 14 dB und 21 dB aufweist. Eine Phasenverschiebung von 180° tritt bei einer Frequenz von 720 Hz auf. Die normierte Verstärkung beträgt dabei 11,5 dB. Somit weist das ungeregelte System instabiles Verhalten auf. Die Resonanzen sind auf die haptische Bedieneinheit zurückzuführen und entsprechen den Messergebnissen zur haptischen Bedieneinheit in Abschnitt 6.5. Das Verhalten entspricht dem eines Zwei-Massen-Schwingers. Durch eine starke Erhöhung der Reibung (Dämpfung) der haptischen Bedieneinheit ließe sich die Resonanzüberhöhung stark reduzieren. Allerdings wäre die Reibung dann so groß, dass der Führungsdraht nur schwer bewegt werden könnte. Der Draht würde knicken. Darüber hinaus wäre das haptische Feedback durch eine noch stärkere Reibkraft als ohnehin schon überlagert. Der Nutzen des Systems wäre aufgrund der schlechten haptischen Transparenz nicht mehr gegeben (vgl. Abs. 5.2.1). Alternativ kann ein dominanter Pol zur Kompensation in die Regelstrecke eingefügt werden wie in Abschnitt 6.5 dargelegt. Hierdurch sinkt die Grenzfrequenz auf 75 Hz ab.

Fazit:

- Das ungeregelte haptische Assistenzsystem ist instabil und ermöglicht daher keinen zuverlässigen Betrieb.
- Eine starke Erhöhung der Dämpfung kann das System stabilisieren. Gleichzeitig wird aber auch die haptische Transparenz reduziert.
- Alternativ kann ein zusätzlicher Pol in die Regelstrecke zur Kompensation eingefügt werden. Allerdings sinkt hierdurch auch deutlich die obere Grenzfrequenz.

Abb. 9.3: Übertragungsverhalten des offenen Regelkreises des impedanzgesteuerten Assistenzsystems (Mittelung über sieben Messreihen).

9.3 Charakterisierung des impedanzgeregelten Systems

Das Blockschaltbild des festgebremsten impedanzgeregelten Assistenzsystems ist in Abbildung 9.4 aufgeführt. Im Vergleich zum impedanzgesteuerten System sind hier die Blöcke der Kraftregelung des haptischen Feedbacks über den Kraftsensor $\underline{G}_{F,H}$ und den Regler \underline{G}_R hinzugefügt. Die Reglerparameter werden zunächst nach dem Verfahren nach ZIEGLER und NICHOLS bestimmt (Abs. 8.2.3). Die kritische Verstärkung beträgt 0,0013. Für die Periodendauer werden 2,9 ms ermittelt. Somit ergibt sich für die Reglerparameter des PID-Reglers

$$K_R = 0,00078, T_I = 1,43 \text{ ms}, T_D = 0,36 \text{ ms}.$$

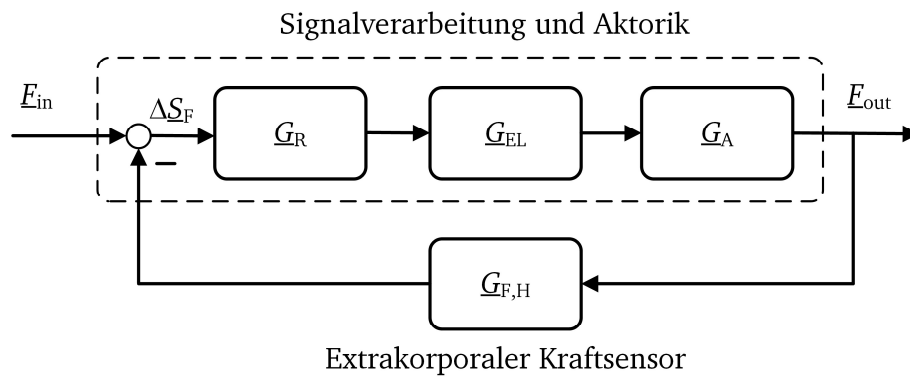


Abb. 9.4: Blockschaltbild des festgebremsten impedanzgeregelten Assistenzsystems.

Abb. 9.5: Übertragungsverhalten des offenen Regelkreises des impedanzgeregelten Assistenzsystems.

Das hieraus resultierende Übertragungsverhalten weist ein stabiles Verhalten mit einer -3 dB Grenzfrequenz von 5 Hz auf. Die Amplitudenreserve bei einer Phasendrehung von 180 ° beträgt -7 dB. Die Messungen zeigen, dass durch die Regelung eine deutliche Absenkung der Bandbreite der Kraftdarstellung zu beobachten ist. Durch eine manuelle Optimierung der Reglerparameter ergeben sich die Reglerparameter:

$$K_R = 0,00058, T_I = 0,48 \text{ ms}, T_D = 0,12 \text{ ms}.$$

Die obere Grenzfrequenz kann hierdurch auf 13 Hz angehoben werden. Der Phasenrand beträgt -6 dB. Die Messungen (Abb. 9.5) zeigen, dass durch den impedanzgeregelten Betrieb des haptischen Assistenzsystems ein stabiler Betrieb ermöglicht wird. Allerdings wird der Arbeitsfrequenzbereich selbst nach der folgenden Optimierung der Reglerparameter durch die Regelung deutlich reduziert.

Optimierung zur Dynamikerhöhung des geregelten Systems

Die Bandbreitenbegrenzung des geregelten Systems ist maßgeblich auf die ausgeprägten Resonanzen der haptischen Bedieneinheit zurückzuführen, da hierdurch der Regler sehr „träge“ ausgelegt werden muss. Eine Möglichkeit zur Beeinflussung des dynamischen Verhaltens einer Regelstrecke kann aus den Methoden zur Frequenzgangkompensation von elektronischen Schaltungen abgeleitet werden. Die hier angewendete Kompensationsmethode ist die *Lag-Kompensation* [120]. Hierbei wird durch das Hinzufügen eines Tiefpasses 1. Ordnung (dominanter Pol) eine höhere Dämpfung bei hohen Frequenzen erzielt, wodurch das System mit einer größeren Regelkreisverstärkung betrieben werden kann. Dieses Vorgehen wird auch in Abschnitt 6.5 zur Kompensation des Übertragungsverhaltens der haptischen Bedieneinheit genutzt.

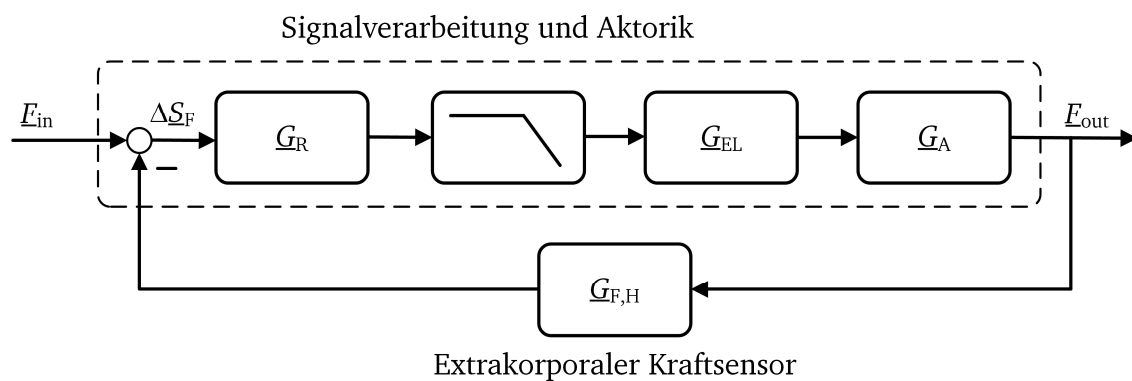


Abb. 9.6: Blockschaltbild des festgebremsten kompensierten impedanzgeregelten Assistenzsystems.

Der Tiefpass 1. Ordnung wird in der Elektronik vor der Ansteuerelektronik der haptischen Bedieneinheit positioniert (Abb. 9.6). Als obere Grenzfrequenz für den Tiefpass wird $f_g = 100 \text{ Hz}$ gewählt. Dies entspricht der geforderten oberen Grenzfrequenz der haptischen Rückmeldung und ist fast eine Dekade niedriger als der Frequenzbereich der Resonanzstellen. Durch Anwenden des Verfahrens nach ZIEGLER und NICHOLS ergeben sich nun für die Reglerparameter die folgenden Werte:

$$K_R = 0,00276, T_I = 1,66 \text{ ms}, T_D = 0,42 \text{ ms}.$$

Abb. 9.7: Übertragungsverhalten des offenen Regelkreises des impedanzgeregelten und kompensierten Assistenzsystems.

Das Übertragungsverhalten weist eine obere Grenzfrequenz von 10 Hz auf und eine Resonanzüberhöhung bei 410 Hz mit einer Amplitude von 9 dB. Das Verhalten ist zunächst instabil. Die Instabilität ist wahrscheinlich darauf zurückzuführen, dass das Verfahren nach ZIEGLER und NICHOLS für träge Systeme ausgelegt ist [79]. Durch eine empirische Optimierung der Reglerparameter kann das instabile Verhalten behoben werden. Es ergeben sich nun die folgenden Parameter:

$$K_R = 0,0032, T_I = 2,4 \text{ ms}, T_D = 0,6 \text{ ms}.$$

Hierdurch wird die obere Grenzfrequenz deutlich auf 135 Hz angehoben. Der Amplitudenrand beträgt -6 dB. Das Systemverhalten ist nach der Optimierung stabil. Durch die kompensierte Re-

gelstrecke und die optimierten Reglerparameter kann somit eine signifikante Erhöhung der Bandbreite der Kraftrückmeldung des haptischen Assistenzsystems erzielt werden. Die Anforderung von einer oberen Grenzfrequenz von 100 Hz wird übertroffen. In Abbildung 9.7 wird das Übertragungsverhalten des impedanzgeregelten Assistenzsystems mit den Einstellregeln nach Ziegler und Nichols mit dem der optimierten Reglerparameter verglichen.

Fazit:

- Ein impedanzgeregeltes Assistenzsystem gewährleistet einen stabilen Betrieb des haptischen Assistenzsystems.
- Durch die Regelung wird der Arbeitsfrequenzbereich des Systems im Vergleich zu einem impedanzgesteuerten reduziert.
- Das Hinzufügen eines dominanten Pols zur Kompensation des dynamischen Verhaltens der Regelstrecke ermöglicht eine größere Regelkreisverstärkung im Vergleich zum unkompenzierten System, woraus ein im Vergleich größerer Arbeitsfrequenzbereich des Systems resultiert (Abb. 9.8).

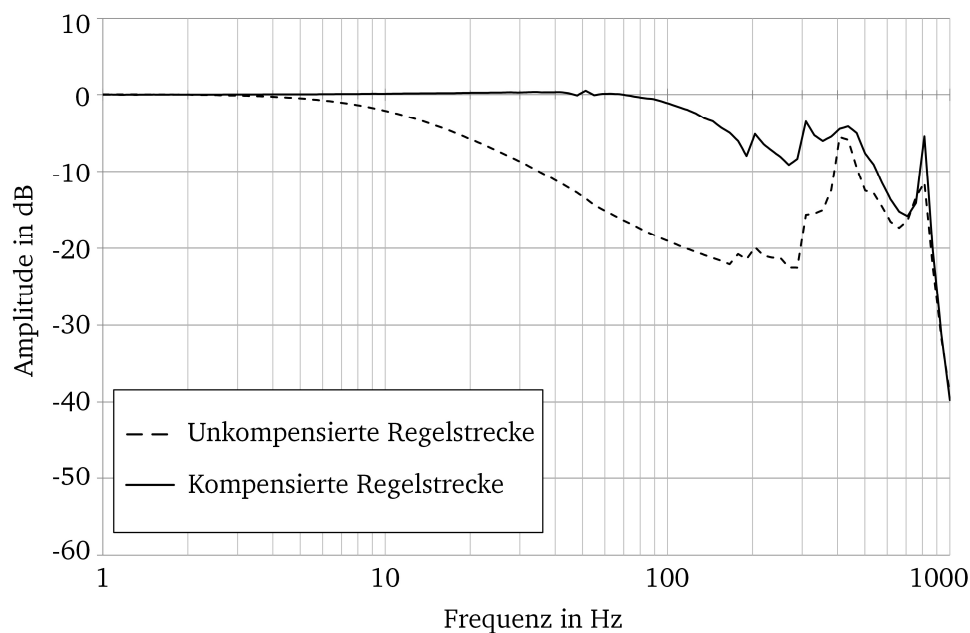


Abb. 9.8: Gegenüberstellung des Übertragungsverhaltens mit unkompenzierter und kompenzierter Regelstrecke.

9.4 Messung der Eingangsimpedanz des Assistenzsystems

Neben dem Übertragungsverhalten der haptischen Rückmeldung ist die mechanische Eingangsimpedanz des Assistenzsystems für die haptische Transparenz entscheidend. Für ein ideal transparentes System muss die Eingangsimpedanz Null betragen (vgl. Abs. 3.3.2). In diesem Fall würde der Nutzer die mechanischen Eigenschaften des haptischen Systems nicht „spüren“ können. Der haptische Sinneseindruck wäre der gleiche wie bei direkter Interaktion mit der Umgebung. Das

Zur Messung der Eingangsimpedanz wird der Versuchsaufbau nach Abbildung 9.10 verwendet. Der Torquer wird mit dem Impedanzmesskopf *B&K 8001* gekoppelt. Ein Shaker *B&K 4810* erzeugt eine dynamische Anregung des Systems; der Impedanzmesskopf erfasst die mechanische Impedanz über eine Kraft- und Beschleunigungsmessung. Für sehr niedrige Frequenzen kommt der Shaker aufgrund seines begrenzten Stellweges und der Bandbegrenzung des ansteuernden Leistungsverstärkers in seine Begrenzung. Die Messergebnisse für Frequenzen kleiner 4 Hz werden daher nicht berücksichtigt. Zum Herausrechnen der Eigenimpedanz des Messsystems wird zu-



nächst eine Kalibrierung durchgeführt. Vermessen werden das impedanzgesteuerte und impedanzgeregelter System. In Abbildung 9.11 ist der Verlauf der mechanischen Impedanz im Frequenzbereich dargestellt.

Das impedanzgesteuerte System zeigt bei niedrigen Frequenzen ein ausgeprägtes Nachgiebigkeitsverhalten. Bei hohen Frequenzen über 200 Hz wird ein massedominiertes Verhalten beobachtet. Im Gegensatz hierzu weist das impedanzgeregelter System eine deutlich niedrigere Eingangsimpedanz mit dem Charakter einer viskosen Dämpfung auf. Ab 30 Hz nähert sich der Impedanzverlauf der des unregulierten Systems an. Ab 180 Hz zeigen beide Systeme das gleiche Verhalten.

Die maximale Frequenz mit der ein Mensch eine Handbewegung vollführen kann beträgt 10 Hz [45]. Daher ist bei der Messung der Eingangsimpedanz besonders der Frequenzbereich niedriger Frequenzen von Interesse. Bei 10 Hz beträgt die mechanische Impedanz des impedanzgesteuerten Systems 54,3 Ns/m. Im Gegensatz hierzu weist das impedanzgeregelter System eine Impedanz von 0,94 Ns/m auf. Die mechanische Impedanz ist somit um das 58-fache kleiner als im gesteuerten Betrieb.

Fazit:

- Die mechanische Eingangsimpedanz des impedanzgesteuerten Systems weist bei kleinen Frequenzen Nachgiebigkeitsverhalten und bei hohen Masseverhalten auf.
- Das impedanzgeregelter System verhält sich für niedrige Frequenzen wie eine viskose Reibung.
- Die mechanische Impedanz des impedanzgeregelter Systems ist im Bereich der haptischen Interaktion des Nutzers deutlich reduziert, wodurch die haptische Transparenz des Systems erhöht wird.

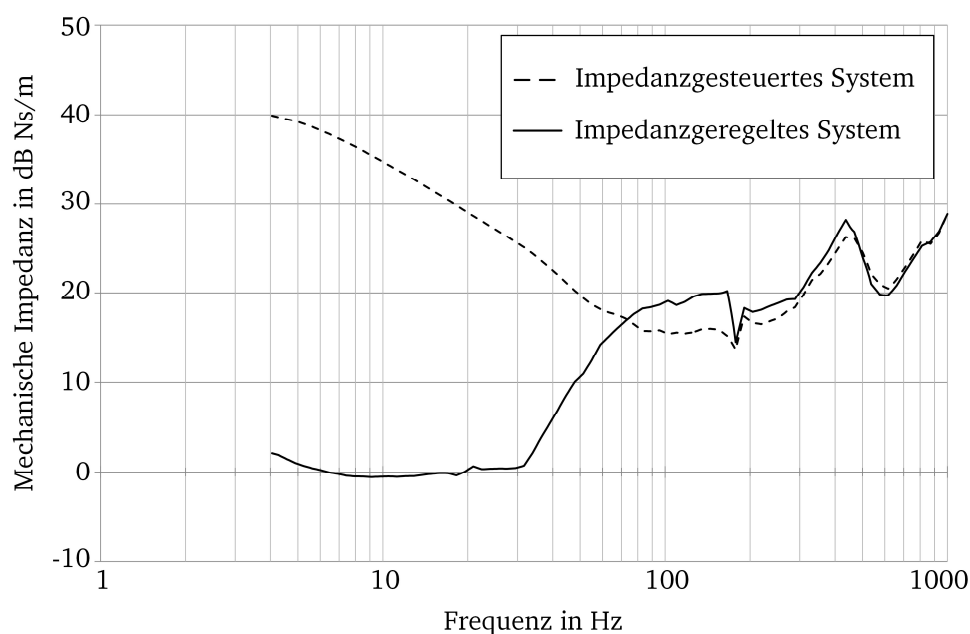


Abb. 9.11: Gegenüberstellung der Eingangsimpedanzen des impedanzgesteuerten und impedanzgeregelter Assistenzsystems.

9.5 Schlussfolgerungen

Die Untersuchungen zeigen, dass impedanzgeregelter haptischer Assistenzsysteme mehrere Vorteile gegenüber impedanzgesteuerten aufweisen.

Impedanzgesteuerte Assistenzsysteme mit einem Feder-Masse-Verhalten neigen aufgrund der auftretenden Resonanzüberhöhung zu instabilen Verhalten. Eine Erhöhung der Dämpfung der haptischen Bedieneinheit zur Dämpfung der Resonanzüberhöhung kann das instabile Verhalten verhindern, reduziert aber auch die haptische Transparenz. Durch die Regelung des Systems wird ein stabiler Betrieb des Assistenzsystems ohne eine Erhöhung der mechanischen Dämpfung ermöglicht. Zudem zeigen die Messungen der mechanischen Eingangsimpedanz, dass das geregelte System eine deutlich niedrigere Impedanz im Frequenzbereich für menschliche Interaktionen aufweist als das gesteuerte. Aus den Messergebnissen kann daher auf eine deutlich größere haptische Transparenz des impedanzgeregelter Systems geschlossen werden.

Die Erprobung des Gesamtsystems zeigt zudem, dass:

- die miniaturisierte haptische Bedieneinheit geeignet ist, das haptische Feedback auf den Führungsdraht ohne Schlupf und mit einer hohen Bandbreite einzukoppeln,
- der extrakorporale Kraftsensor im Torquer die Interaktionskraft des Kardiologen mit einer ausreichenden Genauigkeit statisch und dynamisch misst,
- die speziell entworfenen Elektronikkomponenten für den Einsatz im haptischen Assistenzsystem geeignet sind.

Abschließend wird festgestellt, dass das impedanzgeregelter haptischer Assistenzsystem alle aus dem Anwendungsszenario und den weiteren Randbedingungen abgeleiteten Anforderungen erfüllt. Das haptische Assistenzsystem ist somit geeignet, die bei einer Herzkatheterisierung auftretenden Kontaktkräfte in den Herzkranzgefäßen haptisch verstärkt translatorisch extrakorporal dem Kardiologen darzustellen.

10. Zusammenfassung und Ausblick

In der vorliegenden Arbeit wurde ein haptisches Assistenzsystem für Herzkatheterisierungen entwickelt und charakterisiert. Die wichtigsten Anforderungen wurden aus Untersuchungen zu den Kontaktkräften an der Führungsdrahtspitze in Gefäßsystemen, der haptischen Wahrnehmung des Menschen und dem Anwendungsszenario abgeleitet. Die wichtigsten Anforderungen sind:

- Haptische Darstellung der Kontaktkräfte an der Führungsdrahtspitze mit einer oberen Grenzfrequenz größer 100 Hz,
- Bereitstellung einer Maximalkraft von 1 N und eines einstellbaren Verstärkungsfaktors der haptischen Rückmeldung zwischen 1 und 10,
- die Krafteinkopplung der haptischen Rückmeldung auf den Führungsdraht.

Der Stand der Technik zu haptischen Systemen für Herzkatheteruntersuchungen hat gezeigt, dass im Bereich der Telemanipulatoren Systeme zum Navigieren des Führungsdrahtes kommerziell verfügbar sind. Ein Teil hiervon stellt eine haptische Rückmeldung der extrakorporalen Interaktionskräfte zur Verfügung. Darüber hinaus wurden mehrere Systeme mit haptischer Rückmeldung zu Trainingszwecken entwickelt. Haptische Co-Manipulatoren für intravaskuläre Eingriffe wurden jedoch nicht gefunden. Zudem wurde festgestellt, dass Telemanipulatoren einen hohen Platzbedarf im Katheterlabor bedingen und mit hohen Investitionsaufwendungen verbunden sind. Co-Manipulatoren bieten den Vorteil, dass sie nur im Bedarfsfall in den Behandlungsablauf eingebracht werden müssen. Darüber hinaus sind die Investitionsaufwendungen für einen Co-Manipulator geringer.

Zur Festlegung der Systemstruktur des entwickelten Assistenzsystems wurde zunächst eine Systembeschreibung des impedanzgesteuerten und impedanzgeregelten Systems formuliert. Durch Überführung der Systemdarstellung in eine, bei der Betrachtung von haptischen Systemen vorteilhaften, Netzwerkdarstellung mit Zweitoren konnten die Kriterien für die haptische Transparenz eines haptischen Co-Manipulators abgeleitet werden. Es wurde gezeigt, dass ein impedanzgeregelter Co-Manipulator ein nahezu haptisch transparentes System ermöglicht, während dies bei einem impedanzgesteuerten nicht der Fall ist. Daher wurde eine geregelte Systemstruktur für das haptische Assistenzsystems festgelegt.

Die hierzu zu entwickelnden Komponenten für das haptische Assistenzsystem sind:

- Miniaturisierte haptische Bedieneinheit zur Kraftdarstellung mit Krafteinkopplung direkt auf den Führungsdraht,
- Extrakorporaler Kraftsensor zur Messung der Interaktionskräfte des Kardiologen,
- Ansteuerelektronik für die haptische Bedieneinheit,
- Sensorauswertelektronik für den extrakorporalen Kraftsensor.

Die haptische Bedieneinheit koppelt das haptische Feedback mittels Reibrädern auf den Führungsdraht ein. Die Antriebsräder bestehen aus Aluminium und sind mit Polyurethan zur Erhöhung der Haftung zwischen Antriebsrad und Führungsdraht beschichtet. Die Krafterzeugung er-

folgt elektrodynamisch und wird durch einen eisenlosen Gleichstrommotor mit Glockenankerwicklung realisiert. Die messtechnische Charakterisierung zeigt, dass die haptische Bedieneinheit Kräfte mit einer Frequenz weit oberhalb von den geforderten 100 Hz erzeugen kann. Die Bedieneinheit weist das dynamische Verhalten eines Zwei-Massen-Schwingers mit zwei Resonanzüberhöhungen auf. Es konnte gezeigt werden, dass hierdurch ein stabiler Betrieb als impedanzgesteuertes System nicht möglich und daher ein impedanz geregelter Betrieb sogar zwingend notwendig ist.

Die Implementierung eines rotatorische Freiheitsgrades ist bei Einkopplung des Momentes auf den Führungsdraht aufgrund der hohen Drehnachgiebigkeit des Drahtes nicht möglich. Wird das Drehmoment direkt auf den Torquer eingekoppelt, ist die Bereitstellung eines rotatorischen Freiheitsgrades möglich. Ein erstes Funktionsmuster einer translatorisch-rotatorischen Bedieneinheit mit Einkopplung der haptischen Rückmeldung auf einen fest in der Bedieneinheit fixierten Torquer ist in [145] entstanden.

Der entwickelte extrakorporale Kraftsensor wurde in einem modifizierten Torquer integriert, der die gleiche Formgebung besitzt wie ein konventioneller Torquer. Somit ist gewährleistet, dass sowohl der Handgriff des Kardiologen bei der Navigation als auch die Handlungsabläufe während der Intervention erhalten bleiben. Die Messung der Interaktionskräfte beruht auf dem resistiven Messprinzip. Es wurde ein Verformungskörper mit einer Länge von 14 mm und einem Außendurchmesser von 5 mm entwickelt auf dem vier Dehnungsmessstreifen (Folien-DMS) in Vollbrückenanordnung angebracht wurden. Der integrierte Kraftsensor misst axiale Kräfte bis 10 N Nennmessbereich. Die Messunsicherheit beträgt 3,9 %. Der Arbeitsfrequenzbereich liegt im Bereich DC bis ca. 200 Hz. Bei 830 Hz kann eine Resonanz beobachtet werden. Das dynamische Verhalten entspricht dem eines Feder-Masse-Systems. Die Messergebnisse bestätigen die Erfüllung der Anforderungen an den extrakorporalen Kraftsensor.

Die Ansteuerelektronik der haptischen Bedieneinheit ist mit einer spannungsgesteuerten Stromquelle realisiert worden. Hierfür wurde ein Linearverstärker entwickelt und aufgebaut. Die Auswertung des extrakorporalen Kraftsensors erfolgt mit einem Instrumentationsverstärker. Beide Elektronikbaugruppen weisen obere Grenzfrequenzen weit oberhalb von 1 kHz auf und können daher im für haptische Anwendungen relevanten Frequenzbereich als ideal angenommen werden.

Die Regelung des Gesamtsystems wurde mit einem PID-Regler realisiert. Die Reglerparameter wurden nach dem Verfahren von ZIEGLER und NICHOLS bestimmt und anschließend empirisch optimiert. Durch die Integration eines dominanten Pols in der Regelstrecke konnte der Arbeitsfrequenzbereich deutlich erweitert werden. Die obere Grenzfrequenz des impedanzgeregelter Assistenzsystems wurde messtechnisch bestimmt und beträgt 135 Hz. Zudem konnte in weiteren Messungen gezeigt werden, dass die mechanische Eingangsimpedanz des Systems im geregelten deutlich niedriger ist als im gesteuerten Betrieb. Bei einer Frequenz von 10 Hz, die der maximalen Bewegungsfrequenz durch den Nutzer entspricht, ist die Impedanz um 35 dB reduziert.

Die Messergebnisse zeigen, dass das entwickelte Assistenzsystem alle Anforderungen erfüllt. Ein stabiler Betrieb wird gewährleistet und die haptische Transparenz des Systems konnte durch die Impedanzregelung deutlich erhöht werden. Dies bestätigt zudem die in Abschnitt 5.2 getroffenen Annahmen zur haptischen Transparenz von Co-Manipulatoren.

Zur vollständigen messtechnischen Charakterisierung sind weitere Untersuchungen notwendig. Das Übertragungsverhalten des Drahtes in einem Gefäßsystem, z.B. Gefäßphantom, kann nicht abschließend behandelt werden. Je nach Lage des Drahtes im Gefäß und der Geometrie des Gefäßsystems ergeben sich unterschiedliche mechanische Eigenschaften des Führungsdrahtes. Es ist jedoch davon auszugehen, dass aufgrund der großen Kontaktflächen zwischen Gefäßwand und Führungsdraht das Verhalten durch Reibungseffekte dominiert wird.

Eine abschließende Validierung des haptischen Assistenzsystems durch Begutachtung durch Kardiologen steht noch aus (vgl. Anhang E). Ein besonderes Augenmerk bei der Validierung sollte auf die resultierenden Kontaktkräfte an der Führungsdrahtspitze und die benötigte Behandlungsdauer gerichtet werden. Des Weiteren sollte der Einfluss einer durch das Assistenzsystem geregelten viskosen Reibung beurteilt werden. Eine definierte und individuell einstellbare Dämpfung könnte den Einfluss von Tremor des Kardiologen reduzieren.

Neben einem rein haptischen Feedback der Kontaktkräfte an der Führungsdrahtspitze ist auch eine multimodale Krafrückmeldung vorstellbar. Besonders ein haptisch-akustisches Feedback verspricht Vorteile, da das Gehör des Menschen sehr präzise unterschiedliche akustische Frequenzen differenzieren kann. Erste erfolgreiche Tests hierzu mit einem frequenzmodulierten akustischen Signal der gemessenen Kräfte sind erfolgt [137]. Der Ansatz sollte bei zukünftigen Arbeiten weiter vertieft werden.

Zur vollständigen Systemidentifikation eines haptischen Assistenzsystems empfiehlt es sich alle h -Parameter der beschreibenden Hybridmatrix des Systems (Abs. 3.3.1) messtechnisch zu bestimmen. Mit den vorhandenen Messaufbauten können bisher das Kraftübertragungsverhalten h_{12} und die Impedanzen h_{21} und $1/h_{22}$ eines Systems mit einem translatorischen Freiheitsgrad gemessen werden. Für die Bestimmung des Geschwindigkeitsübertragungsverhaltens steht bisher noch kein entsprechendes Messmittel zur Verfügung. Durch Schließung dieser Lücke ließen sich weiterführende systemtechnische Betrachtungen von haptischen Systemen durchführen. Es sollte daher für zukünftige Arbeiten ein Messplatz zur Messung aller h -Parameter eines haptischen Systems aufgebaut werden.

Bisherige Messmittel ermöglichen nur die messtechnische Charakterisierung eines haptischen Systems im Leerlauf oder im festgebremsten Zustand. Ein Impedanznormal kann diese Lücke schließen. Durch ein geregeltes Sensor-Aktor-System könnten passive mechanische Impedanzen simuliert werden. So wäre es möglich messtechnisch ermittelte Impedanzen darzustellen und mit einem haptischen System zu koppeln. Beispielsweise könnte mit einem Impedanznormal die Nutzerimpedanz nach KERN oder das Verhalten eines Führungsdrahtes im Gefäßsystem simuliert werden.

Literaturverzeichnis

- [1] 3D SYSTEMS INC.: *Firmenwebseite*. Letzter Abruf: Mai 2015. url: www.3dsystems.com.
- [2] ABBOTT LABORATORIES: *Firmen Webseite*. Letzter Abruf: März 2015.url: www.abbott.com.
- [3] ABBOTT LABORATORIES (Hrsg.): *Testverfahren für Führungsdrähte*. Wiesbaden, Abbott Laboratories, 2009.
- [4] ALJUNI, S.; GLAZIER, S.; BLANKENSHIP, L.; O'NEILL, W.W.; SAFIAN, R.D. AJLUNI: *Perforations after percutaneous coronary interventions: clinical, angiographic and therapeutic observations*. Catheterizations and Cardiovascular Diagnosis 32, 3 (1994), 206-212.
- [5] ALOISIO, G; DE PAOLIS, L.T.; PROVENZANO, L.; COLIZZI, L.; PANTILE, G.: *HERMES System: A Virtual Reality Simulator for the Angioplasty Intervention Training*. Proceedings of World Academy of Science, Engineering and Technology, Volume 6, June 2005, ISSN 1307-6884.
- [6] ALOISIO, G; DE PAOLIS, L.T.; PROVENZANO, L.: *A Training Simulator for the Angioplasty Intervention with a Web Portal for the Virtual Environment Searching*. Proceedings of the 5th WSEAS Int. Conf. on Signal Processing, Robotics and Automation, Madrid, Spain, February 15-17, 2006 (pp135-140).
- [7] BALLAS, R.; PFEIFFER, G.; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Elektromechanische Systeme der Mikrotechnik und Mechatronik: Dynamischer Entwurf - Grundlagen und Anwendungen*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2009.
- [8] BERGMANN, M: *Berücksichtigung von Reibung und Verschleiß bei der FEM-Berechnung von Elastomerbauteilen*. Bachelorthesis, Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg, 2013.
- [9] BIOLOGIE-ONLINE: *Webseite*. Letzter Abruf Oktober 2014. url: www.biologie-online.eu.
- [10] BUDELMANN, C.: *Entwicklung und Aufbau der Sensorsignalverarbeitungseinheit und eines Demonstrators eines Assistenzsystems für Katheterisierungen*. Studienarbeit, Technische Universität Darmstadt, 2008.
- [11] BURDEA, G.: *Force and Touch Feedback for Virtual Reality*. John Wiley & Sons, New York, USA, 1996.
- [12] CALDWELL, D.G., LAWTHORP, S., WARDLE, A.: *Tactile Perception and its Application to the Design of Multi-modal Cutaneous Feedback Systems*. Proceedings of the 1996 IEEE International Conference on Robotics and Automation Minneapolis, Minnesota - April 1996.
- [13] CALDWELL, D.G., LAWTHORP, S., WARDLE, A.: *Multi-Modal Cutaneous Tactile Feedback*. Proceedings of the 1996 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems '96, IROS 96.

-
- [14] CARROZZA, J.P.JR.: *Robotic-Assisted Percutaneous Coronary Intervention - Filling an Unmet Need*. J. of Cardiovasc. Trans. Res. (2012) 5:62–66.
- [15] CATHI GMBH: *Firmen Webseite*. Letzter Abruf: Februar 2015. url: www.cathi-online.de.
- [16] CLOVER, C.L.; LUECKE, G.R.; TROY, J.J., TROY, W.A.: *Dynamic Simulation of Virtual Mechanisms with Haptic Feedback Using Industrial Robotics Equipment*. Proceedings of the 1997 IEEE International Conference on Robotics and Automation Albuquerque, New Mexico, April 1997.
- [17] COLGATE, J.E., HOGAN, N.: *Robust control of dynamically interacting systems*, International Journal of Control, 48:1, 65-88, 1988.
- [18] CORINDUS INC.: *Firmenwebseite*. Letzter Abruf: Dezember 2013. url: www.corindus.com.
- [19] COTIN, S. et al.: *ICTS, an Interventional Cardiology Training System*. Studies in Health Technology and Informatics, 2000, 70: 59-65.
- [20] DAWSON, S.L.; CORIN, S.; MEGLAN, D.; SHAFFER, D.; FERRELL, M.A.: *Designing a Computer-Based Simulator for Interventional Cardiology Training*. Catheterization and Cardiovascular Interventions, 51: 522-527, 2000.
- [21] DOERRER, C.: *Entwurf eines elektromechanischen Systems für flexibel konfigurierbare Eingabefelder mit haptischer Rückmeldung*. Dissertation, Technische Universität Darmstadt, 2003.
- [22] ELLIPTEC RESONANT ACTUATOR AG: *Firmenwebseite*. Letzter Abruf: Mai 2015. url: www.elliptec.com.
- [23] ERNST, S. ET AL.: *Initial Experience with Remote Catheter Ablation Using a Novel Magnetic Navigation System*. Circulation. 2004; 109: 1472-1475, 2004.
- [24] FAHLBUSCH, S.: *Entwicklung integrierbarer Mikrokraftsensoren für die roboterbasierte Mikro- und Nanohandhabung*. Dissertation, Universität Oldenburg, 2008.
- [25] FAULHABER GMBH & CO. KG (Hrsg.): *Datenblatt zum DC-Kleinstmotor 1724*. Schönaich, 2014.
- [26] FORCE DIMENSIONS: *Firmenwebseite*. Letzter Abruf: Januar 2015. url: www.forcedimensions.com.
- [27] FRITZSCHE, T.; HINRICHS, J.; KAIRLAS, M.; SCHIEWER, F.: *Entwicklung eines Messstands zum Charakterisieren von Führungsdrähten*. Projektseminar, Technische Universität Darmstadt, 2015.
- [28] FU, Y. et al.: *Steerable catheters in minimally invasive vascular surgery*. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 5: 381–391, 2009.

-
- [29] DE GERSEM, G., VAN BRUSSEL, H., TENDICK, F.: *Reliable and Enhanced Stiffness Perception in Soft-Tissue Telemanipulation*. The International Journal of Robotics Research October 2005 vol. 24 no. 10 805-822, 2005.
- [30] GJIBELS, E.B. et al.: *Experimental Validation of a Robotic Comanipulation and Telemanipulation System for Retinal Surgery*. 5th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 144 – 150, 2014.
- [31] GRANADA, J.F. et al.: *First-in-Human Evaluation of a Novel Robotic-Assisted Coronary Angioplasty System*. JACC: Cardiovasc Interv., 4(4):460-5, 2011.
- [32] GROTE, K.-H., FELDHUSEN, J. (Hrsg.): *Dubbel – Taschenbuch für den Maschinenbau*. Springer Verlag Berlin Heidelberg, 2014.
- [33] GUNNING, et al.: *Coronary artery perforation during percutaneous intervention: incidence and outcome*. Heart 88, 5, 495-498, 2002.
- [34] GUO, S.; KONDO, H.; WANG, J.; GUO, J.; TAMIYA, T.: *A New Catheter Operating System for Medical Applications*. IEEE/ICME International Conference on Complex Medical Engineering, 2007.
- [35] HAMM, C.W. et al.: *Diagnostische Herzkatheteruntersuchung*. Clinical Research in Cardiology 97, 8:475-512, 2008.
- [36] HANNAFORD, B.: *A Design Framework for Teleoperators with Kinesthetic Feedback*. IEEE Transactions on Robotics and Automation, Vol. 5, No. 4, 1989.
- [37] HANSEN MEDICAL INC.: *Firmenwebseite*. Letzter Abruf: Januar 2015. url: hansemedical.com.
- [38] HASHTRUDI-ZAAD, K.; SALCUDEAN, S.: *Adaptive transparent impedance reflecting teleoperation*. IEEE International Conference on Robotics and Automation 1996. Proceedings, Vol. 2, 1369-1374, 1996.
- [39] HASHTRUDI-ZAAD, K.; SALCUDEAN, S.: *Analysis of Control Architectures for Teleoperation Systems with Impedance / Admittance Master and Slave Manipulators*. The International Journal of Robotics Research 2001 20: 419, 2001.
- [40] HASHTRUDI-ZAAD, K.: *Transparency in time-delayed systems and the effect of local force feedback for transparent teleoperation*. IEEE Transactions on Robotics and Automation, Vol. 18, Issue 1, 108-114, 2002.
- [41] HATZFELD, C.; KERN, T. (Hrsg.): *Engineering Haptic Devices – A Beginners Guide*. Springer-Verlag London, 2014.
- [42] HERRMANN, J.: *Gutachten zur Vorlage bei der Deutschen Forschungsgemeinschaft für den Antrag "Haptisches Assistenzsystem für Katheterisierungen"*. unpublished, 2003.
- [43] HERZ IM FOKUS: *Webseite*. Letzter Abruf: März 2015. url: www.herz-im-fokus.de.

-
- [44] HIMS INC.: *Firmenwebseite*. Letzter Abruf: März 2015. url: www.hims-inc.com.
- [45] HOGAN, N.: *Controlling Impedance at the Man/Machine Interface*. IEEE International Conference on Robotics and Automation 1989, Proceedings, 1626-1631 vol.3, 1989.
- [46] HUBER, J.E.; FLECK, N.A.; ASHBY, M.F.: *The selection of mechanical actuators based on performance indices*. Proc. R. Soc. Lond. A, 453, 2185-2205, 1997.
- [47] HOTTINGER BALDWIN MESSTECHNIK GMBH: *Firmenwebseite*. Letzter Abruf: Mai 2015. url: www.hbm.com.
- [48] INTUITIVE SURGICAL INC.: *Firmenwebseite*. Letzter Abruf: Oktober 2013. url: www.davincisurgery.com
- [49] JANOSCH, H.: *Unkonventionelle Aktoren: Eine Einführung*. Oldenbourg Wissenschaftsverlag, 2010.
- [50] JENDRITZA, D.J.: *Technischer Einsatz neuer Aktoren*. expert Verlag, 2012.
- [51] KANAGARATNAM, P.: *Experience of robotic catheter ablation in humans using a novel remotely steerable catheter sheath*. Journal of Interventional Cardia Electrophysiology, Vol. 21, 19-26, 2008.
- [52] KAPUR, V.; SMILOWITZ, N.R.; WEISZ, G.: *Complex Robotic-Enhanced Percutaneous Coronary Intervention*. Catheterization and Cardiovascular Interventions, 83, 915–921, 2014.
- [53] KERN, T.: *Haptisches Assistenzsystem für diagnostische und therapeutische Katheterisierungen*. Dissertation, Technische Universität Darmstadt, 2006.
- [54] KIEMENELJ, F. et al.: *Use of the Stereotaxis Niobe Magnetic Navigation System for Percutaneous Coronary Intervention: Results From 350 Consecutive Patients*. Catheterization and Cardiovascular Interventions, 71, 510–516, 2008.
- [55] KORNMESSE, U.: *CATHI - Catheter Instruction System: Ein virtuelles Ausbildungs- und Trainingssystem für Kardiologen*. Dissertation, Universität Mannheim, 2003.
- [56] LAPP, H.: *Das Herzkatheterbuch, Diagnostische und interventionelle Kathetertechniken*. Georg Thieme Verlag, 2010
- [57] LAWRENCE, D.A.: *Stability and Transparency in Bilateral Teleoperation*. IEEE Transactions on Robotics and Automation, Vol. 9, No. 5, 1993.
- [58] LEE, H.-K.; SHIN, M.H.; CHUNG, M.J.: *Adaptive controller of master-slave systems for transparent teleoperation*. 8th International Conference on Advanced Robotics 1997, ICAR '97, Proceedings, 1021-1026, 1997.
- [59] LIBBRAILLE: *Webseite*. Letzter Abruf: Oktober 2014. url: www.libbraille.org.

-
- [60] LUECKE, G.R.; EDWARDS, J.C.: *Virtual Cooperating Manipulators as a Virtual Reality Haptic Interface*. Third Annual Symposium on Human Interaction with Complex Systems 1996, HICS '96, Proceedings, 133-140, 1996.
- [61] LUECKE, G.R.; CHAI, Y.-H.: *Haptic Interaction Using a PUMA560 and the ISU Force Reflecting Exoskeleton System*. International Conference on Robotics and Automation, Albuquerque, New Mexico, 1997, Proceedings, 106-111, 1997.
- [62] MA, X.: *Latest Development of an Interventional Radiology Training Simulation System: NeuroCath*. First International Conference on Digital Human Modeling, ICDHM 2007, Held as Part of HCI International 2007, Beijing, China, 684-693, Proceedings, 2007.
- [63] MACHRAOUI, A.; GREWE, P.; FISCHER, A.: *Koronarstenting – Werkstofftechnik, Pathomorphologie, Therapie*. Steinkopff Verlag Darmstadt, 2001.
- [64] MADHANIR, A.J.; NIEMEYER, G.; SALISBURY, J.K.: *The Black Falcon: A Teleoperated Surgical Instrument for Minimally Invasive Surgery*. IEEE/RSJ Intl. Conference on Intelligent Robots and Systems Victoria, Canada, 1998, Proceedings, 936-944, 1998.
- [65] MARKERT, R.: *Technische Mechanik, Teil A und B, Skriptum zur Vorlesung Technische Mechanik 1 und 2 für Maschinenbauer und Elektrotechniker*. Technische Universität Darmstadt, 2002
- [66] MASSIE, T.H.: *Design of a Three Degree of Freedom Force-Reflecting Haptic Interface*. Bachelor Thesis, Department of Electrical Engineering and Computer Science, MIT, 1993.
- [67] MASSIE, T.H.; SALISBURY, J.K.: *The PHANTOM haptic interface: A device for probing virtual objects*. Proceedings of the ASME Dynamic Systems and Control Division, 295-301, 1994.
- [68] MAXON MOTOR AG: *Firmenwebseite*. Letzter Abruf: März 2015. url: www.maxonmotor.com.
- [69] MAXON MOTOR AG (Hrsg.): *Key information on – maxon DC motor and maxon EC motor*. Sachseln, 2013.
- [70] MAXON MOTOR AG (Hrsg.): *maxon DC motor*. Sachseln, 2013.
- [71] MAXON MOTOR AG (Hrsg.): *maxon EC motor*. Sachseln, 2013.
- [72] MED UNI GRAZ: *Webseite*. Letzter Abruf: Dezember 2014. url: www.medunigraz.at.
- [73] MEIß, T.: *Silizium-Mikro-Kraftsensoren für haptische Katheterisierungen – Entwurf, Musterbau und Signalverarbeitung sowie erste Validierung des Assistenzsystems HapCath*. Dissertation, Technische Universität Darmstadt, 2012.
- [74] MERIT MEDICAL SYSTEMS INC.: *Firmenwebseite*. Letzter Abruf Januar 2014. url: www.merit.com.

-
- [75] MOCZALA, H.: *Elektrische Kleinmotoren : Wirkungsweise, Bauformen, Eigenschaften - Hinweise für den Einsatz*. expert-Verlag, 1999.
- [76] NEGORO, M.: *An Intelligent Catheter System Robotic Controlled Catheter System*. In: *Interventional Neuroradiology* 2001 December; 7, 111–113, 2001.
- [77] NEUPERT, C.; MATICH, S.; KIRSCHNIK, A.; WERTHSCHÜTZKY, R.; SCHLAAK, H.F.; POTT, P.P.: *Single-Port Robotik mit haptischem Feedback zur Verbesserung der Patientensicherheit*. In: *Gemeinsamer Kongress für Patientensicherheit*, Hamburg, 2014.
- [78] NOVINT TECHNOLOGIES INC.: *Firmenwebseite*. Letzter Abruf: Juli 2014. url: www.novint.com.
- [79] ORLOWSKI, P.F.: *Praktische Regeltechnik: Anwendungsorientierte Einführung für Maschinenbauer und Elektrotechniker (VDI-Buch)*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2013.
- [80] OSHINUBI, D.: *Energieeffiziente Auswertelektronik für kapazitive mikromechanische Drehratensensoren*. Dissertation, Universität Karlsruhe, 2009.
- [81] PANARESE, A.; EDIN, B.B.: *A modified low-cost haptic interface as a tool for complex tactile stimulation*. *Medical Engineering & Physics* 33, 386–390, 2010.
- [82] PAERSCHKE, H.: *Regelungstechnik*, Skriptum. Fachhochschule München, 2002.
- [83] POPOV, V.: *Kontaktmechanik und Reibung- Von der Nanotribologie bis zur Erdbebedynamik*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2009.
- [84] RAJU, G.J.; VERGHESE, G.C.; SHERIDAN, T.B.: *Design Issues in 2-port Network Models of Bilateral Remote Manipulation*. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1989, Proceedings, 1316-1321, 1989.
- [85] RASCHE, M.: *Das I-Kon Informiert, Herausforderung Haftungsmessung*. I-KON e.V., Ingenieur-Kompetenzzentrum Oberflächentechnik Norddeutschland, 2007.
- [86] RAUSCH, J.: *Entwicklung und Anwendung miniaturisierter piezoresistiver Dehnungsmess Elemente*. Dissertation, Technische Universität Darmstadt, 2012.
- [87] REBHOLZ, P. et al.: *CathI – Training System for PTCA - A Step Closer to Reality*. *Medical Simulation: Lecture Notes in Computer Science* Volume 3078, pp 249-255, 2004.
- [88] RP AUTOMATION INC.: *Firmenwebseite*. Letzter Abruf: Dezember 2014. url: www.rpautomation.com.
- [89] SALCUDEAN, S.: *Transparent Bilateral Teleoperation under Position and Rate Control*. *The International Journal of Robotics Research* December 2000, Vol. 19, No. 12, 1185-1202, 2000.

-
- [90] SALISBURY, C.M.: *What You Can't Feel Won't Hurt You: Evaluating Haptic Hardware Using a Haptic Contrast Sensitivity Function*. IEEE Transactions on Haptics, Vol. 4, Issue: 2, 134-146, 2011.
- [91] SCHIEMANN, M. et al.: *Vascular Guide Wire Navigation with a Magnetic Guidance System: Experimental Results in a Phantom*. Radiology 2004; 232: 475–481, 2004.
- [92] SCHLAAK, H.F.; RÖSE, A.; WOHLLEBER, C.; KASSNER, S.; WERTHSCHÜTZKY, R.: *A Novel Laparoscopic Instrument with Multiple Degrees of Freedom and Intuitive Control*. 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering IFMBE, Proceedings, Vol. 22, 1660-1663, 2009.
- [93] SCHMIDT, R.F.; LANG, F.; HECKMANN, M. (Hrsg.): *Physiologie des Menschen*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2011.
- [94] SCHRAMM, E.J.: *Reibung von Elastomeren auf rauen Oberflächen und Beschreibung von Nassbremsseigenschaften von PKW-Reifen*. Dissertation, Universität Regensburg, 2003.
- [95] Schutzrecht Patent US 6385472B1 (7. Mai 2001). HALL, A.F.; BLUME, W.M. (Erfinder); Stereotaxis, Inc. (Anmelder). *Magnetically Navigable Telescoping Catheter and Method of Navigating Telescoping Catheter*, 1999.
- [96] Schutzrecht Patent US 6522909B1 (18. Februar 2003). GARIBALDI, J.M.; RITTER, R.C.; EPPLIN, G.H.; BLUME, W.M. (Erfinder), Stereotaxis Inc. (Anmelder). *Method and Apparatus for Magnetically Controlling in Body Lumens and Cavities*, 2003.
- [97] Schutzrecht Patent US 6038488 (14. März 2000). BARNES, S.Z.; MORR, D.R.; BERME, N. (Erfinder), Bertec Corporation. (Anmelder). *Catheter Simulation Device*, 2000.
- [98] Schutzrecht Patent US 7819799B2 (26. Oktober 2010). MERRIL, G.L.; CUNNINGHAM, R.L.; BROWN, J.M.; COHEN, R.F.; FELDMANN, P.G. (Erfinder), Immersion Medical Inc. (Anmelder). *System and Method for Controlling Force applied to and Manipulation of Medical Instruments*, 2010.
- [99] Schutzrecht Patent US 2007/0063971A1 (22. März 2007). VECERINA, I.; BETRISEY, S.; ZOETHOUT, J. (Erfinder), Xitact S.A. (Anmelder). *Actuator for an Elongated Object for a Force Feedback Generating Device*, 2007.
- [100] Schutzrecht Patent WO 9616397 (30. Mai 1996). ROSENBERG, L.B.; ALARCON, R. (Erfinder); Immersion Human Interface Cooperation (Anmelder). *Method and apparatus for providing mechanical I/O for computer systems interfaced with elongated flexible objects*, 1996.
- [101] Schutzrecht Patent EP 0970714 A2 (12. Januar 2002). WENDLANDT, J.M.; MORGAN, F.M. (Erfinder); Mitsubishi Denki Kabushiki Kaisha (Anmelder): *Actuator for independent axial and rotational actuation of a catheter or similar elongated object*, 2002.

-
- [102] Schutzrecht Patent EP 0970661 (12. Januar 2000). WENDLANDT, J.M.; MORGAN, F.M. (Erfinder); Mitsubishi Electric Corporation (Anmelder). *Method and System for providing haptic feedback to the user of a catheter or similar elongated object*, 2000.
- [103] Schutzrecht Patent EP 1575015A1 (12.März 2004). VECERINA, I. (Erfinder); Xitact S.A. (Anmelder). *Actuator for an elongated object for a force feedback generating device*, 2004.
- [104] SCHUENEMANN, M.; WIDMANN, H.: *Tactile Actuators for Tactile Feedback Systems*. 1st International Workshop on Haptic Devices in Medical Applications, Proceedings, 23–32, 1999.
- [105] SEIFART, M.: *Analoge Schaltungen*. Huss-Medien Verlag Berlin, 6. Aufl., 2003.
- [106] SHAH, A.V. et al.: *How to Build an Inexpensive 5-DOF Haptic Device Using Two Novint Falcons*. International Conference, EuroHaptics 2010, Amsterdam, July 8-10, 2010. Proceedings, Part I, 136-143, 2010.
- [107] SHINSEI CORPORATION: *Firmenwebseite*. Letzter Abruf: Mai 2015. url: shinsei-motor.com.
- [108] SIEMENS HEALTHCARE GMBH: *Firmenwebseite*. Letzter Abruf März 2015. url: www.healthcare.siemens.com.
- [109] SINDLINGER, S.: *Haptische Darstellung von Interaktionskräften in einem Assistenzsystem für Herzkatheterisierungen*. Dissertation, Technische Universität Darmstadt, 2011.
- [110] SMILOWITZ, N.R.; WEISZ, G.: *Robotic-Assisted Angioplasty: Current Status and Future Possibilities*. Current Cardiology Reports October 2012, Vol. 14, Issue 5, 642-646, 2012.
- [111] STÄUBLI INTERNATIONAL AG: *Firmenwebseite*. Letzter Abruf: Dezember 2014. url: www.staebli.com.
- [112] SU, H. et al.: *Haptic System Design for MRI-Guided Needle Based Prostate Brachytherapy*. IEEE Haptics Symposium 2010, Proceedings, 483-488, 2010.
- [113] TANIMOTO, M. et al.: *Augmentation of Safety in Teleoperation System for Intravascular Neurosurgery - A New Control Strategy for Force Display Based on the Variable Impedance Characterization*. IEEE International Conference on Robotics and Automation 1998, Proceedings, Vol. 4, 2890-2895, 1998.
- [114] TANIMOTO, M. et al.: *Micro Force Sensor for Intravascular Neurosurgery and in vivo Experiment*. The Eleventh Annual International Workshop on Micro Electro Mechanical Systems 1998. MEMS 98, Proceedings, 504-509, 1998.
- [115] TANIMOTO, M. et al.: *Force Display Method to Improve Safety in Teleoperation System for Intravascular Neurosurgery*. IEEE International Conference on Robotics and Automation 1999, Proceedings, Vol. 3, 1728-1733, 1999.

-
- [116] TANIMOTO, M. et al.: *Force Display Method for Intravascular Neurosurgery*. IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics 1999, Proceedings, Vol. 4, 1032-1037, 1999.
- [117] TANIMOTO, M. et al.: *Augmentation of safety in a teleoperation system for intravascular neurosurgery*. Advanced Robotics, Vol. 13, No. 3, 323-325, 1999.
- [118] TANIMOTO, M. et al.: *Telesurgery System for Intravascular Neurosurgery*. Third International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2000, Proceedings, 29-39, 2000.
- [119] THÖNISSEN, O.: *Eingabegerät mit aktiver Kraftrückkopplung*. Diplomarbeit, Technische Universität Darmstadt, 1997.
- [120] TIETZE, U.; SCHENK, C.; GAMM, E.: *Halbleiter-Schaltungstechnik*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2012.
- [121] TRÄNKLER, H.-R.; REINDL, L.M.: *Sensortechnik - Handbuch für Praxis und Wissenschaft*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2014.
- [122] UNBEHAUEN, H.: *Regelungstechnik I - Klassische Verfahren zur Analyse und Synthese linearer kontinuierlicher Regelsysteme, Fuzzy-Regelsysteme*. Vieweg+Teubner Verlag Springer Fachmedien Wiesbaden GmbH Wiesbaden, 2008.
- [123] UNGER, B.J.; KLATZKY, R.L.; HOLLIS, R.L.: *A Telemanipulation System for Psychophysical Investigation of Haptic Interaction*. IEEE International Conference on Robotics and Automation 2003 ICRA, Proceedings, Vol. 1, 1253-1258, 2003.
- [124] UNIVERSITÄTSKLINIKUM DER RUHR-UNIVERSITÄT BOCHUM: *Webseite*. Letzter Abruf Februar 2015. url: www.uk-rub.de
- [125] VAN DER POORTEN, E.B.; DEMEESTER, E.; LAMMERTSE, P.: *Haptic Feedback for Medical Applications, a Survey*. Actuator - 13th International Conference on New Actuators 2012, Bremen, Proceedings, 519-525, 2012.
- [126] WANG, Y. et al.: *Real-Time Interactive Simulator for Percutaneous Coronary Revascularization Procedures*. In: Computer Aided Surgery, Vol. 3, Issue 5, 211–227, 1998.
- [127] WANG, T.; ZHANG, D.; DA, L.: *Remote-controlled vascular interventional surgery robot*. In: The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, Vol. 6, Issue 2, 194–201, 2010.
- [128] WEISZ, G.: *Medical Robotics – Not A Golem Anymore*. Journal of Health & Medical Informatics, 3:3, 2012.
- [129] WERTHSCHÜTZKY, R.: *Antrag zur Sachbeihilfe: Haptisches Assistenzsystem für kardiologische und radiologische Katheterisierungen*. Deutsche Forschungsgemeinschaft DFG, 2003.

-
-
- [130] WERTHSCHÜTZKY, R.: *Transferantrag zur Sachbeihilfe: Haptisches Assistenzsystem für kardiologische Katheterisierungen*. Deutsche Forschungsgemeinschaft DFG, 2002.
- [131] WERTHSCHÜTZKY, R.: *Mess- und Sensortechnik – Band I: Elektrisches Messen mechanischer Größen*. Skriptum, 2008.
- [132] WERTHSCHÜTZKY, R.: *Mess- und Sensortechnik – Band III: Analoge Sensorelektronik*. Skriptum, 2007.
- [133] WIESLAW, L.N.; CHUI, C.-K.: *Simulation of Interventional Neuroradiology Procedures*. International Workshop on Medical Imaging and Augmented Reality, Proceedings, 87-94, 2001.
- [134] YOKOKOHI, Y.; HOLLIS, R.L.; KANADE, R.L.: *What You Can See is What You Can Feel - Development of a Visual/Haptic Interface to Virtual Environment*. Proceedings of the IEEE Virtual Reality Annual International Symposium 1996, 46-53, 1996.
- [135] YOKOKOHI, Y.; YOHKAWA, Y.: *Bilateral Control of Master-Slave Manipulators for Ideal Kinesthetic Coupling-Formulation and Experiment*. IEEE Transactions on Robotics and Automation, Vol. 10, Issue: 5, 605-620, 1994.
- [136] ZERKOWSKI, H.-R.; BAUMANN, G. (Hrsg.): *HerzAkut Medizin: Ein Manual für die kardiologische, herzchirurgische, anästhesiologische und internistische Praxis*. Steinkopff Verlag Darmstadt, 2006.

Eigene Veröffentlichungen

- [137] OPITZ, T.: *Development of a Multimodal Assistive System by Providing an Additional Acoustic Signal as Extension for a Haptic Assistive System for Heart Catheterizations*. In: Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik, Freiburg, 2011.Opitz-BMT 2011.
- [138] MEIß, T.; ROSSNER, T.; MINAMISAVA FARIA, C.; OPITZ T.; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Mikrokräftsensor für Herzkatheterisierungen: Ergebnisse zur Vektorauflösung und Ausblick auf weitere Anwendungen*. MikroSystemTechnik - Kongress 2011, Proceedings, 2011.
- [139] MEIß, T.; ROSSNER, T.; MINAMISAVA FARIA, C.; VÖLLMECKE, S.; OPITZ T.; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Performance of a novel micro force vector sensor and outlook into its biomedical applications*. SPIE Conference on Bioelectronics, Biomedical and Bioinspired Systems and Nanotechnology 2011, Prag, Proceedings, 2011.
- [140] OPITZ, T.; KOBER, T.; WANG, Y.; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Kognitiver Lösungsansatz zur Reduzierung der Messunsicherheit für Prozessdrucksensoren*. 10. Dresdner Sensor Symposium, Dresden, Proceedings, 289–292, 2011.
- [141] OPITZ, T.; NEUPERT, C.; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Development of a Haptic Assistive System for Force Transmission onto a Guide Wire*. Actuator - 13th International Conference on New Actuators 2012, Bremen, Proceedings, 620-623, 2012.

-
- [142] OPITZ, T.; NEUPERT, C.; ROSSNER, T.; STEFANOVA, N.; MEIß, T.; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Miniaturized Haptic User-Interface for Heart Catheterizations –Concept and Design*. In: Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik, Graz, 2013.
 - [143] OPITZ, T.; SAKAKLI, A.K.; C.; STEFANOVA, N.; ROSSNER, T.; MEIß, T.; WERTHSCHÜTZKY, R.: *Force sensor for measuring interaction forces of cardiologists during heart catheterizations*. Sensor 2015, Nürnberg, Proceedings, 422-425, 2015.

Buchbeiträge

- [144] OPITZ, T.; MECKEL, O.: *Control of Haptic Systems*. In: Engineering Haptic Devices – A Beginners Guide. Springer-Verlag London, 2014.

Betreute studentische Arbeiten

- [145] GORA, D.: *Development of a haptic control unit for displaying interactions forces in the vascular system in cardiac catheterization*. Studienarbeit, Technische Universität Darmstadt, 2012.
- [146] MANDERSCHIED, M.: *Entwicklung eines non-destruktiven Verfahrens zur Beseitigung von Biofilmen bei Zahnimplantaten*. Diplomarbeit, Technische Universität Darmstadt, 2010.
- [147] NEUPERT, C.: *Entwicklung eines haptischen Displays mit zwei Freiheitsgraden für medizintechnische Anwendungen*. Diplomarbeit, Technische Universität Darmstadt, 2011.
- [148] SAKAKLI, A.K.: *Entwicklung eines strukturintegrierten Kraftsensors für haptische Assistenzsysteme*. Bachelorarbeit, Technische Universität Darmstadt, 2013.

A Anforderungsliste

Tabelle A.1: Vollständige Anforderungsliste zum haptischen Assistenzsystem *HapCath*

Nummer	F/W	Beschreibung	Anforderung	Bemerkungen
1. Kraftquelle(translatorisch)				
1.1	F	Anzahl Freiheitsgrade	1	Translatorisches haptisches Feedback zur Navigationsunterstützung
1.2	F	maximale Kraft	1 N	Verstärkungsfaktor 10 bei einer maximalen Kontaktkraft im Gefäß von 100 mN
1.3	F	Kraftkopplung	auf den Führungsdraht	
1.4	F	Art des Kraftschlusses	reibschlüssig	
1.5	F	Minimaler translatorischer Arbeitsweg	$\pm 2,5$ cm	
1.6	F	Minimaler rotatorischer Arbeitsweg	unbegrenzt	Rotatorischer Freiheitsgrad darf zur Steuerung des Führungsdrahtes nicht beschränkt werden.
1.7	F	Wirkprinzip	elektrodynamisch	Kraftquelle ermöglicht Impedanz-Steuerung
1.8	F	Arbeitsfrequenzbereich	$DC \leq f \leq 100$ Hz	
1.9	W	Arbeitsfrequenzbereich	$DC \leq f \leq 1$ kHz	Grenze der haptischen Wahrnehmung des Menschen
1.10	W	Wegsensorik (optional)	Inkrementalgeber	1. Ermöglicht Implementierung einer einstellbaren Dämpfung. 2. Erkennen des definierten Arbeitsweges möglich.
1.11	F	Gewicht	£200gr.	Festlegung in Projektbesprechung

1.12	F	Mechanische Fixierung der haptischen Bedieneinheit	am hämostatischen Ventil	Gespräch mit Prof. Werner, Klinikum Darmstadt
2. Motorelektronik				
2.1	F	Maximale Ausgangsspannung	$\pm 24\text{V}$	Benötigte Spannung bei 1 N und Verwendung von Motor 1717 012SR. Ermöglicht weitere Miniaturisierung der haptischen Bedieneinheit. Überlastungsfähigkeit des Motors muss noch geprüft werden.
2.2	F	Ausgangsstrom	$\pm 0,0\text{ A}$	Maximaler Strom bei 1 N und Verwendung von Motor 1724 012SR.
2.3	W	Ausgangsstrom	$\pm 0,0\text{ A}$	Bereitstellung von Leistungsreserven
2.4	F	Arbeitsfrequenzbereich	$\text{DC} \leq f \leq 1\text{ kHz}$	haptische Wahrnehmung des Menschen
2.5		Eingangssignal	analog $\pm 5\text{ V}$	Nennspannungsbereich
2.6		Eingangssignal	analog $\pm 10\text{ V}$	Überlastbereich, Ausgang PXI
2.7		Motortyp (Last)	DC Motor	Glockenankermotor
2.8		Schutzfunktionen	- Kurzschlussfestigkeit - Temperaturschutz	
3. Kraftsensor (Torquer)				
3.1		Anzahl Freiheitsgrade	1	Axiale Kräfte
3.2		Nennmessbereich	$\pm 2\text{ N}$	
3.3		Nennmessbereich	$\pm 10\text{ N}$	Ermöglichung weiterer Anwendungsmöglichkeiten mit erhöhtem Nennmessbereich

3.4		Überlastfestigkeit	20 N	Robustheit gegenüber Stößen, Herunterfallen, etc.
3.5		Arbeitsfrequenzbereich	$DC \leq f \leq 100 \text{ Hz}$	
3.6		Arbeitsfrequenzbereich	$DC \leq f \leq 1 \text{ kHz}$	haptische Wahrnehmung des Menschen
3.7		Messunsicherheit	$< 10 \%$	
3.8		Durchmesser	$\leq 5 \text{ mm}$	Durchmesser eines konventionellen Torquers: 6 mm
3.9		Länge	$\leq 25 \text{ mm}$	Länge eines konventionellen Torquers: 40 mm
3.10		Durchmesser der Durchgangsbohrung (axial zentriert)	1 mm	Durchführung des Führungsdrahtes
3.11		Wirkprinzip	resistiv, Vollbrücke	Kompensation des Temperaturfehlers des Nullpunktes
3.12		Ausgangssignal	analog $\pm 5V$	Eingang PXI
3.13		Anschluss	kabelgebunden	
4. Sensorelektronik(Torquer)				
4.1		Arbeitsfrequenzbereich	$DC \leq f \leq 1 \text{ kHz}$	haptische Wahrnehmung des Menschen
4.2		Ausgangssignal	analog $\pm 5V$	Eingang PXI
5. Zentraleinheit				
5.1		Versorgungsspannungen	$\pm 30 \text{ V}, \pm 5 \text{ V}$	$\pm 30 \text{ V}$: Motorelektronik, Sensorelektronik (Torquer) $\pm 5 \text{ V}$: Sensorelektronik (Mikro-Kraft-Sensor), Bedienelemente, LCD-Bildschirm
5.2		maximale Versorgungsströme	2,5 A bei $\pm 30V$, 1 A bei $\pm 5V$	$\pm 30 \text{ V}$: Motorelektronik: 2,0 A Reserve: 0,5 A
5.3		Maße	$< 230 \times 225 \times 410 \text{ mm}^3$	Berücksichtigung der Beschränkungen des Rapidpro-

				tototyping-Verfahrens am Institut
5.4		Netzanschluss	Kaltgerätestecker hinten	
5.5		Position des Netzschalters	vorne	
5.6		Position der Anschlussbuchse Führungsdraht	vorne	
5.7		Typ der Anschlussbuchse Führungsdraht	Odu Medi Snap	
5.8		Benötigte Leitungen Anschlussbuchse des Führungsdrahtes	4	
5.9		Position der Anschlussbuchse der haptischen Bedieneinheit	vorne	
5.10		Typ der Anschlussbuchse translatorische haptische Bedieneinheit	Odu Medi Snap	
5.11		Benötigte Leitungen Anschlussbuchse haptische Bedieneinheit	Ansteuerung Motor: 2 (U_{Mot} , GND) Inkrementalgeber: 4 ($U_V=5V$, A, B, GND) Summe: 6(5)	Durch Zusammenlegung von GND Reduzierung auf 5 Adern möglich. Achtung: Störung des Messsignals durch Motorströme bei gemeinsamen GND möglich!
5.12		Position der Anschlussbuchse Kraftsensor (Torquer)	vorne	
5.13		Typ der Anschlussbuchse Kraftsensor (Torquer)	Odu Medi Snap	
5.14		Benötigte Leitungen Anschlussbuchse Kraftsensor (Torquer)	4	
5.15		Position der Anschlussbuchse PXI	hinten	

5.16		Typ der Anschlussbuchse PXI	DE-9	
5.17		Benötigte Leitungen	6	Kraft Kontakt: 1 (analog), Kraft Torquer: 1 (analog), Kraftquelle: 1 (analog), Fußschalter: 1 (digital) Masse (GND): 1 (digital), 1 (analog) Optionale Erweiterungen: Drehmomentquelle: 1 (ana- log), Drehmoment Kontakt: 1 (analog), Drehmoment Torquer: 1 (analog),
5.18		Anzeige	DOT Matrix Dis- play	
5.19		Anzahl Zeichen und Zei- len	20 Zeichen x 4 Zeilen	Status, Verstärkungsfaktor einstell- bar, 2 Modi: Navigation, Diagno- se Optionale Erweiterung: einstellbare Dämpfung
5.20		Größe der Anzeige	an Gehäuse ange- passt	Lesbarkeit beachten
5.21		Anzahl Bedienelemente	3	+, -, Menüauswahltas- te/Bestätigungstaste
5.22		Art der Bedienelemente	Folientastatur	Keine Spalten, desinfizierbar, abwischbar



B Bewertung von Mechanismen zur Krafteinkopplung

Im Folgenden wird die Bewertung der Mechanismen zur Einkopplung einer Kraft detailliert dargestellt. In Tabelle B.1 ist der Paarvergleich zur Gewichtung der Bewertungskriterien abgebildet. Dem folgend werden die Bewertungen der einzelnen Mechanismen hinsichtlich der Bewertungskriterien tabellarisch aufgeführt.

Tabelle B.1: Paarvergleich zur Gewichtung der Bewertungskriterien

	Niedrige Reibung	Einfache Führungsdrahtankopplung	Geringe Anzahl von Lagern und Gelenken	Gute Miniaturisierbarkeit	Geringe Abrasivität der Krafteinkopplung	Positionsunabhängige Kraftdarstellung	Geringer Abstand zwischen Krafteinleitung und Handstück	Summe	Gewicht
Niedrige Reibung	1	2	1	0	0	0	1	5	10 %
Einfache Führungsdrahtankopplung	0	1	1	0	0	0	1	3	6 %
Geringe Anzahl von Lagern und Gelenken	1	1	1	1	0	2	1	7	14 %
Gute Miniaturisierbarkeit	2	2	1	1	1	1	1	9	19 %
Geringe Abrasivität der Krafteinkopplung	2	2	2	1	1	2	1	11	23 %
Positionsunabhängige Kraftdarstellung	2	2	0	1	0	1	1	7	14 %
Geringer Abstand zwischen Krafteinleitung und Handstück	1	1	1	1	1	1	1	7	14 %

Zwei Reibräder

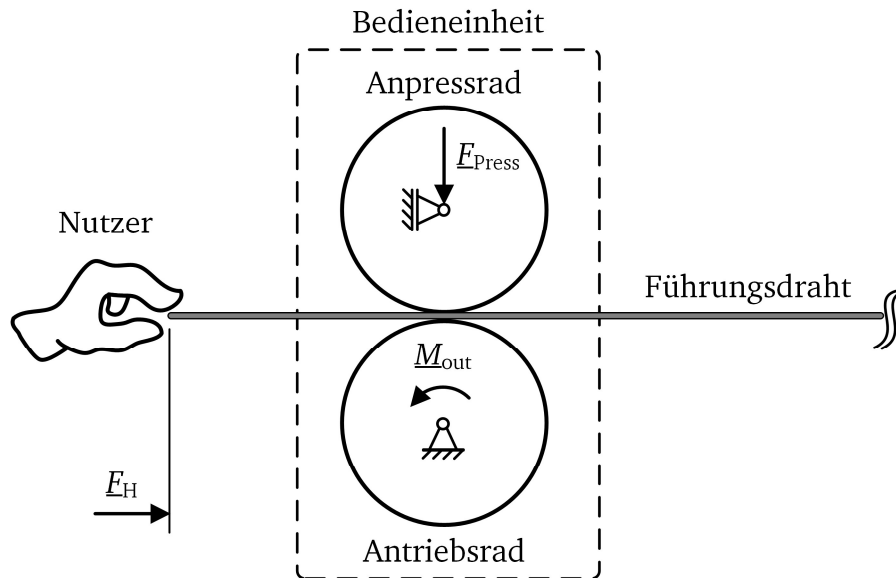


Abb.B.1: Mechanismus mit zwei Reibrädern.

Tabelle B.2: Bewertung des Mechanismus mit zwei Reibrädern

Niedrige Reibung	Einfache Führungsdraht-ankopplung	Geringe Anzahl von Lagern und Gelenken	Gute Miniaturisierbarkeit	Geringe Abrasivität der Krafteinkopplung	Positions-unabhängige Kraft-darstellung	Geringer Abstand zwischen Krafteinleitung und Handstück
1	2	2	2	2	2	2
1,65						

Drei Reibräder

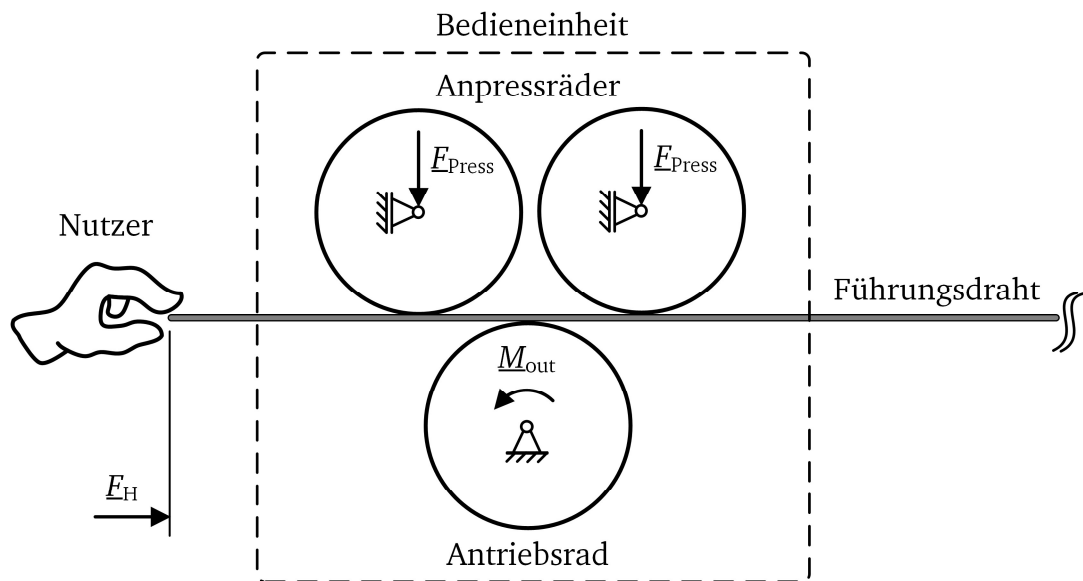


Abb.B.2: Mechanismus mit drei Reibrädern.

Tabelle B.3: Bewertung des Mechanismus mit drei Reibrädern

Niedrige Reibung	Einfache Führungsdraht-ankopplung	Geringe Anzahl von Lagern und Gelenken	Gute Miniaturisierbarkeit	Geringe Abrasivität der Krafteinkopplung	Positions-unabhängige Kraft-darstellung	Geringer Abstand zwischen Krafteinleitung und Handstück
2	2	2	1	2	2	2
1,56						

Klemmaktorik

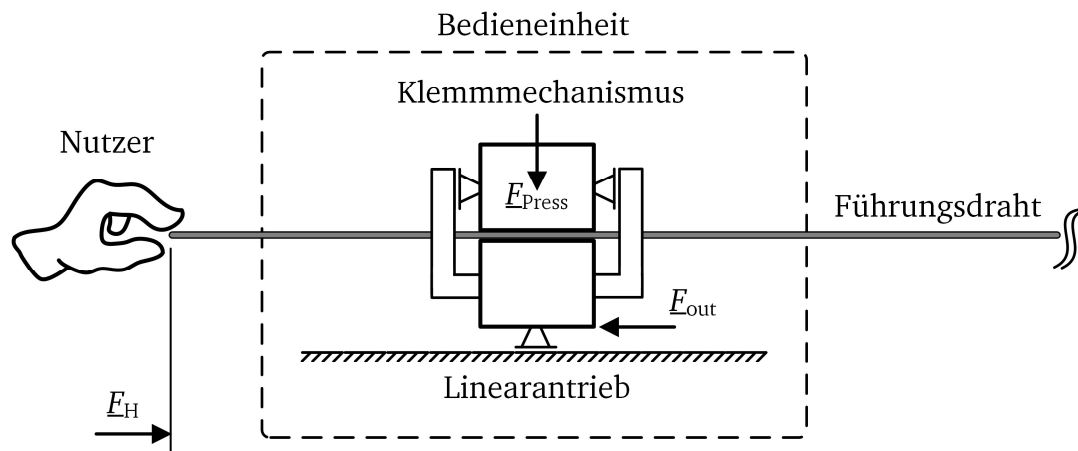


Abb.B.3: Mechanismus mit Klemmaktorik

Tabelle B.4: Bewertung des Mechanismus mit Klemmaktorik

Niedrige Reibung	Einfache Führungsdraht-ankopplung	Geringe Anzahl von Lagern und Gelenken	Gute Miniaturisierbarkeit	Geringe Abrasivität der Krafteinkopplung	Positions-unabhängige Kraft-darstellung	Geringer Abstand zwischen Krafteinleitung und Handstück
1	1	0	1	2	2	1
1,23						

Punktueller Krafteinkopplung (Resonator)

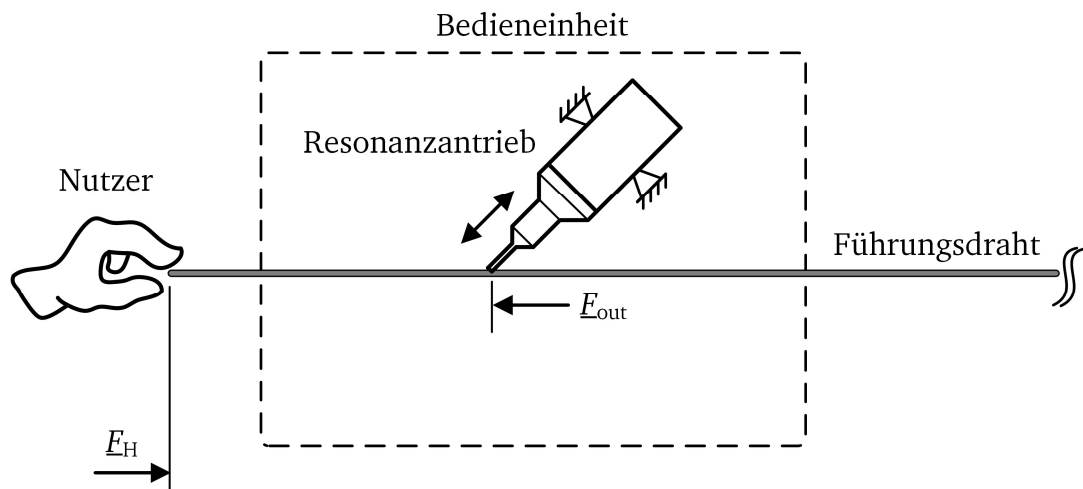


Abb.B.4: Mechanismus mit punktueller Krafteinkopplung.

Tabelle B.5: Bewertung des Mechanismus mit punktueller Krafteinkopplung

Niedrige Reibung	Einfache Führungsdraht-ankopplung	Geringe Anzahl von Lagern und Gelenken	Gute Miniaturisierbarkeit	Geringe Abrasivität der Krafteinkopplung	Positions-unabhängige Kraft-darstellung	Geringer Abstand zwischen Krafteinleitung und Handstück
0	1	2	2	0	2	2
1,21						

Flachriemenantrieb

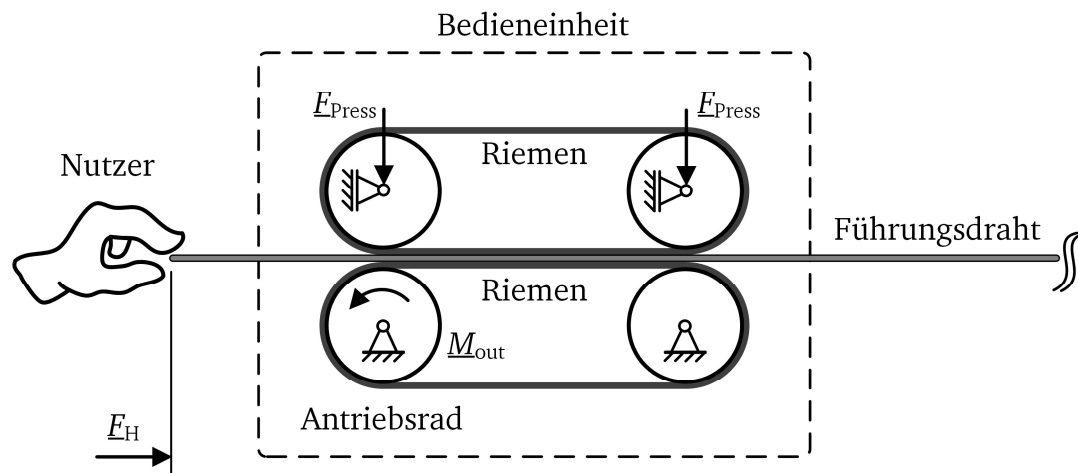


Abb.B.5: Mechanismus mit Flachriemen.

Tabelle B.6: Bewertung des Mechanismus mit Flachriemen

Niedrige Reibung	Einfache Führungsdraht-ankopplung	Geringe Anzahl von Lagern und Gelenken	Gute Miniaturisierbarkeit	Geringe Abrasivität der Krafteinkopplung	Positions-unabhängige Kraft-darstellung	Geringer Abstand zwischen Krafteinleitung und Handstück
1	2	1	1	2	2	2
1,43						

Zahnriemenantrieb

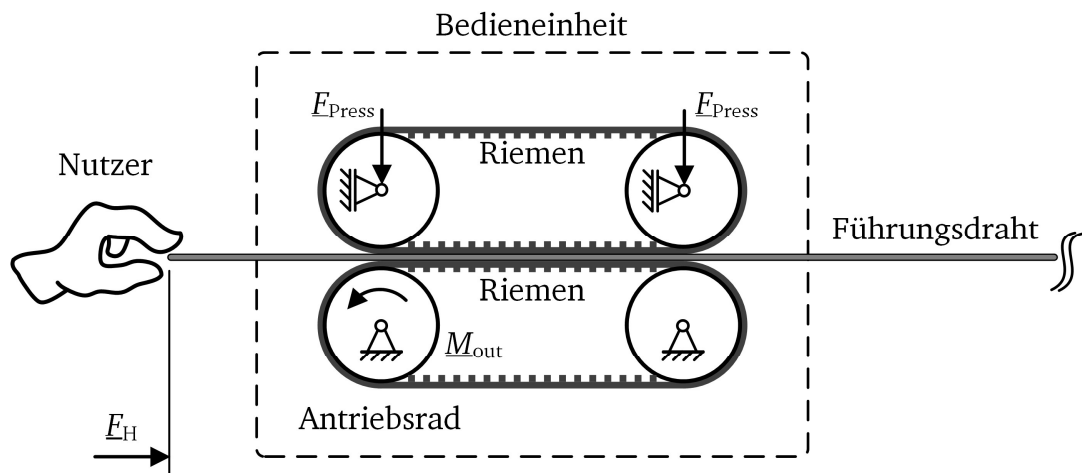


Abb.B.6: Mechanismus mit Zahnriemen.

Tabelle B.7: Bewertung des Mechanismus mit Zahnriemen

Niedrige Reibung	Einfache Führungsdraht-ankopplung	Geringe Anzahl von Lagern und Gelenken	Gute Miniaturisierbarkeit	Geringe Abrasivität der Krafteinkopplung	Positions-unabhängige Kraft-darstellung	Geringer Abstand zwischen Krafteinleitung und Handstück
1	2	1	1	2	0	2
0,98						

Kugelantrieb

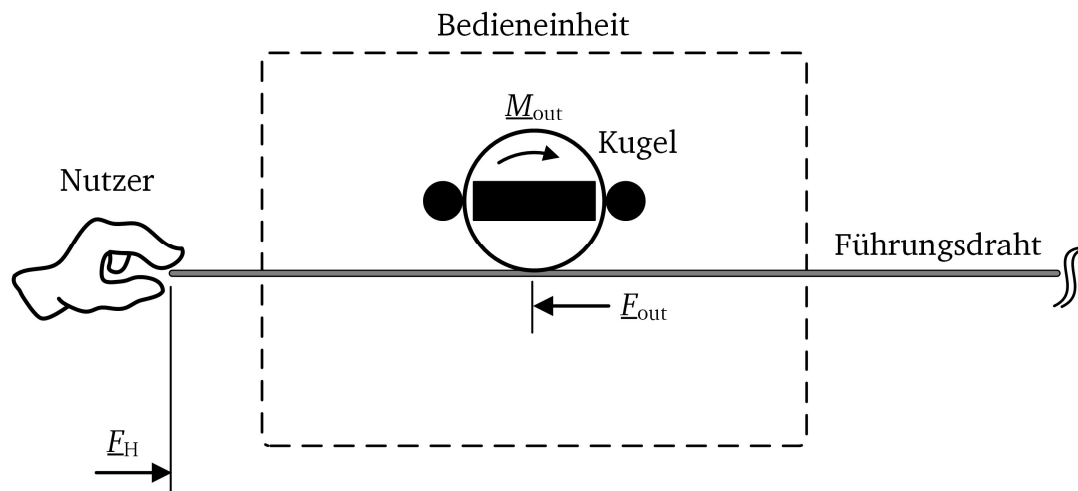


Abb.B.7: Mechanismus mit Kugelantrieb.

Tabelle B.8: Bewertung des Mechanismus mit Kugelantrieb

Niedrige Reibung	Einfache Führungsdraht-ankopplung	Geringe Anzahl von Lagern und Gelenken	Gute Miniaturisierbarkeit	Geringe Abrasivität der Krafteinkopplung	Positions-unabhängige Kraft-darstellung	Geringer Abstand zwischen Krafteinleitung und Handstück
0	1	0	1	0	2	2
0,99						

C Übersicht der betrachteten Motoren

Tabelle C.1: Übersicht der betrachteten Motoren

Motor	R in Ohm	L in mH	f_s in Hz	Anhalte- moment (mNm)	Trägheits- moment (gcm ²)	Durch- messer [mm]	Länge [mm]	Volumen [mm ³]	Moment/ Volumen [μNm/m m ³]	Topf- förmiges Rad möglich	st. b. Drehmo- ment (kein Antriebs- rad) [mNm]	effektive Länge (kein Topf) [mm]	st.b. Dreh- moment (Topf) [mNm]	Überlast- faktor (Topf)	effektive Länge (Topf)
Faulhaber 2224 012 SR	8,71	0,2	6931,198	19,80	2,7	22	27	10264	1,93	ja	10	37	15	75,76%	32
Faulhaber 1224 012 SR	18,2	0,22	13166,45	5,43	0,18	12	27	3054	1,78	ja	10	37	10	184,16%	32
Faulhaber 1524 012 SR	19,8	0,25	12605,07	6,76	0,65	15	27	4771	1,42	ja	10	37	11,5	170,12%	32
Faulhaber 1717 012 SR	17,1	0,26	10467,5	5,38	0,59	17	20	4540	1,19	ja	10	30	12,5	232,34%	25
Faulhaber 1724 012 SR	16,2	0,36	7161,972	10,50	1	17	27	6128	1,71	ja	10	37	12,5	119,05%	32
Faulhaber 1727 012 C	13,8	0,32	6863,557	11,00	1,2	17	30	6809	1,62	ja	10	40	12,5	113,64%	35
Faulhaber 2232 012 SR	4,09	0,18	3616,354	46,80	3,8	22	35	13305	3,52	ja	10	45	15	32,05%	40
Faulhaber 1628 012 B	4,3	0,141	4853,661	11,00	0,54	16	33	6635	1,66	ja	10	43	12	109,09%	38
Faulhaber 1226 012 B	5,3	0,08	10544,01	9,21	0,145	12	28	3167	2,91	ja	10	38	10	108,58%	33
Faulhaber 2607 012 SR	36,5	2,2	2640,525	6,21	0,68	26	11	5840	1,06	nein	10	21	17	273,75%	16
Faulhaber 2610 012 B SC	28,2	1,94	2313,489	7,68	8,1	26	12	6371	1,21	nein	10	22	17	221,35%	17
Faulhaber 1506 012 SR	155	3,55	6949,019	0,64	0,08	15	5	884	0,72	ja	10	15	11,5	1796,88%	10
Faulhaber 2232 BX4	3,5	0,13	4284,941	55,70	5,2	22	37	14065	3,96	ja	10	47	15	26,93%	42
Maxon RE 16 (12)	33,4	0,77	6903,604	5,01	0,58	16	23	4624	1,08	ja	10	33	12	239,52%	28
Maxon A-max 19 (12)	13,8	0,719	3054,712	9,47	2,09	19	29	8222	1,15	ja	10	39	13,5	142,56%	34
Maxon RE-max 17 Graphit 012	8,25	0,205	6405,016	15,90	0,868	17	27	6128	2,59	ja	10	37	12,5	78,62%	32
Maxon RE-max 17 Edelmetall 012	8,3	0,206	6412,554	15,50	0,868	17	27	6128	2,53	ja	10	37	12,5	80,65%	32
Maxon RE-max 21 Edelmetall	5,88	0,22	4253,778	28,10	2,14	21	31	10737	2,62	ja	10	41	14,5	51,60%	36
Maxon EC 13 (12)	5,82	0,091	10178,92	8,62	0,194	13	27	3584	2,41	ja	10	37	10,5	121,81%	32
Maxon EC-max 16 (12)	15,7	0,254	9837,53	5,95	0,428	16	28	5630	1,06	ja	10	38	12	201,68%	33
Maxon EC 20 flat (12) – 10 mm	23,9	2,35	1618,64	5,67	3,84	20	11	3456	1,64	nein	10	21	14	246,91%	16
Maxon EC 20 flat (12) – 14 mm	7,45	0,754	1572,552	18,90	5,1	20	15	4712	4,01	nein	10	25	14	74,07%	20
Maxon EC 32	10,1	2,04	787,973	15,70	13,9	32	20	16085	0,98	(ja)	10	30	10	63,69%	25

D Gestaltung des Gehäuses der Zentraleinheit

Beim Entwurf des Gehäuses für die Zentraleinheit des haptischen Assistenzsystems sind mehrere unterschiedliche Aspekte zu berücksichtigen. Ein wohlgestaltetes Produktdesign ist insbesondere für die Akzeptanz des haptischen Assistenzsystems bei Medizinern von hoher Relevanz. Wichtige Funktionen, die das Design der Zentraleinheit erfüllen muss sind:

- Praktische Funktionen: Funktionalität, Ergonomie, Sicherheit, Usability, Benutzerfreundlichkeit
- Produktsprachliche Funktionen: Formalästhetische Funktionen, semantische Aspekte, Zielgruppenorientierte Gestaltung
- Ökonomische Aspekte: Komplexität der Fertigung und Montage, Anzahl benötigter Werkzeuge, Anzahl der Montageschritte, Wahl der Materialien
- Ökologische Aspekte: Lebenszyklus, Reparaturmöglichkeiten, Entsorgung bzw. Recycling

Das zu entwerfende haptische Assistenzsystem ist in einem medizinischen Umfeld zu nutzen. Daher sind beim Design des Gehäuses die formsprachlichen und semantischen Aspekte des medizinischen Anwendungsbereiches zu berücksichtigen. Der Designprozess in dieser Arbeit wird in die folgenden Phasen unterteilt:

1. Definition der Art und Position der Bedienelemente zur Eingabe durch den Benutzer, der Art und Position der Informationsausgabe, der Position der Schnittstellen zu anderen Systemkomponenten, z.B. haptische Bedieneinheit, Sensoren, Fußschalter
2. Untersuchung der formalästhetischen und semantischen Gestaltungsaspekte mit Hilfe eines Moodboards
3. Abschätzung der geometrischen Abmessungen des Gehäuses unter Berücksichtigung der zu implementierenden Baugruppen in dem Gehäuse in Bezug auf das benötigte Volumen, Positionierung, Fertigung
4. Festlegung des Materials und Fertigungsverfahrens
5. Variation von Designentwürfen unter Berücksichtigung der Einschränkungen des Fertigungsverfahrens
6. Auswahl eines Entwurfs und Feingestaltung

Zur Menüsteuerung werden 3 Tasten definiert, die ein Erhöhen (+) oder Absenken (-) ermöglichen sollen. Diese sollen zum Navigieren in Menüs als auch der Eingabe von Parametern, z.B. des Verstärkungsfaktors, dienen. Darüber hinaus wird noch eine Bestätigungstaste benötigt. Die weiteren Ergebnisse der ersten Phase des gestalterischen Prozesses sind in der Anforderungsliste in Anhang A aufgeführt.

Zur Analyse der Formen- und Farbensprache (Phase 2) werden kommerzielle medizinische Produkte betrachtet. Um deren Gemeinsamkeiten schnell und intuitiv darstellbar zu machen, wird ein Moodboard erstellt. Ein Moodboard ist eine Kollage, die den Zweck hat, die gemeinsamen ästheti-



Abb. D.1.: Moodboard für die Gestaltung des Gehäuses der Zentraleinheit.

Aus dem Moodboard werden die folgenden Gemeinsamkeiten von medizinischen Produkten abgeleitet:

- **Formalästhetische Aspekte:** Klare Formsprache (überwiegend gerade Kanten), keine Hinterschnidungen, glatte Oberflächen
- **Farbensprache:** Überwiegend weiße Farbgestaltung vermittelt Sauberkeit und Sterilität des Arbeitsumfeldes, Blaue Bedienelemente vermitteln Frische und Rationalität. Des Weiteren zeichnen sie sich gut von der Gehäusefarbe ab und ermöglichen so ein schnelles Auffinden der relevanten Eingabemöglichkeiten.

- Semantische Aspekte: Große, klar abgebildete Symbole zur intuitiven Bedienung der Geräte

Es wird daher eine weiße Gehäusefarbe mit blauen Bedienelementen festgelegt. Für die Herstellung des Gehäuses wird glatter Kunststoff als Material und ein Rapidprototyping-Verfahren festgelegt (Phase 4), da dieses Fertigungsverfahren große Freiheiten bei der Formgestaltung ermöglicht. Wichtige Komponenten, die in dem Gehäuse platziert werden müssen sind:

- Netzteil (1 Europlatine)
- Motorelektronik (1 Europlatine)
- Bildschirmansteuerung (1/2 Europlatine)
- Sensorelektronik Torquer (1/2 Europlatine)
- Sensorelektronik Mikro-Kraft-Sensor (1 Europlatine)

Insgesamt werden sieben unterschiedliche Entwürfe gestaltet (Abb. D.4). Zur Fertigung wird Entwurf 6 ausgewählt. Das CAD-Modell des zu fertigenden Gehäuses ist in Abbildung D.2 dargestellt. Die Anordnung der Komponenten im Gehäuse zeigt Abbildung D.2.

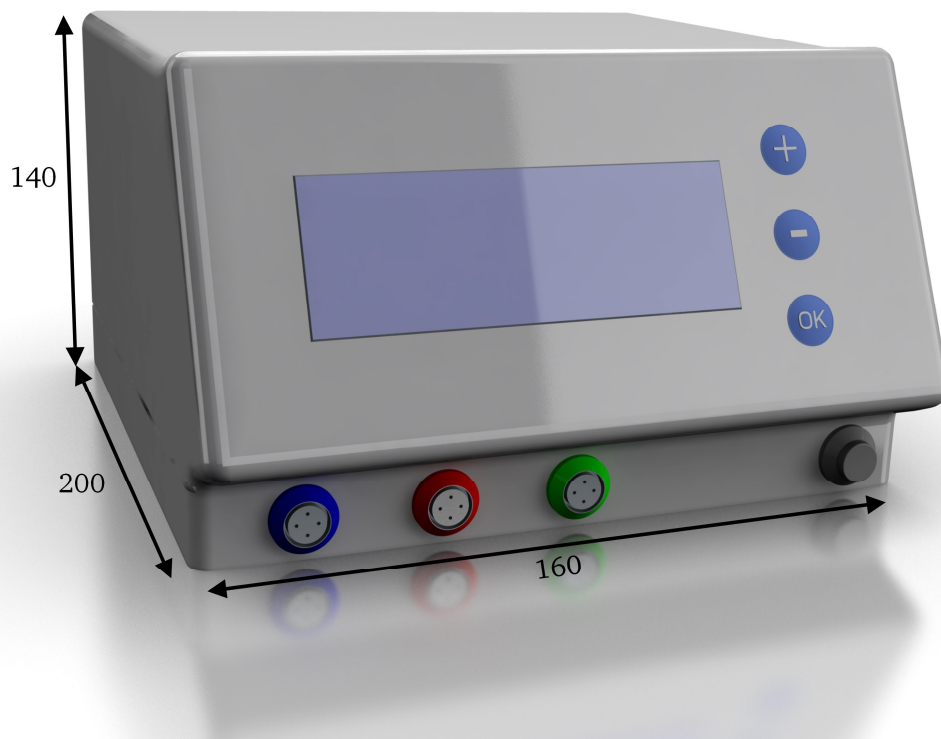


Abb.: D.2: Ausgewählter Gehäuseentwurf.

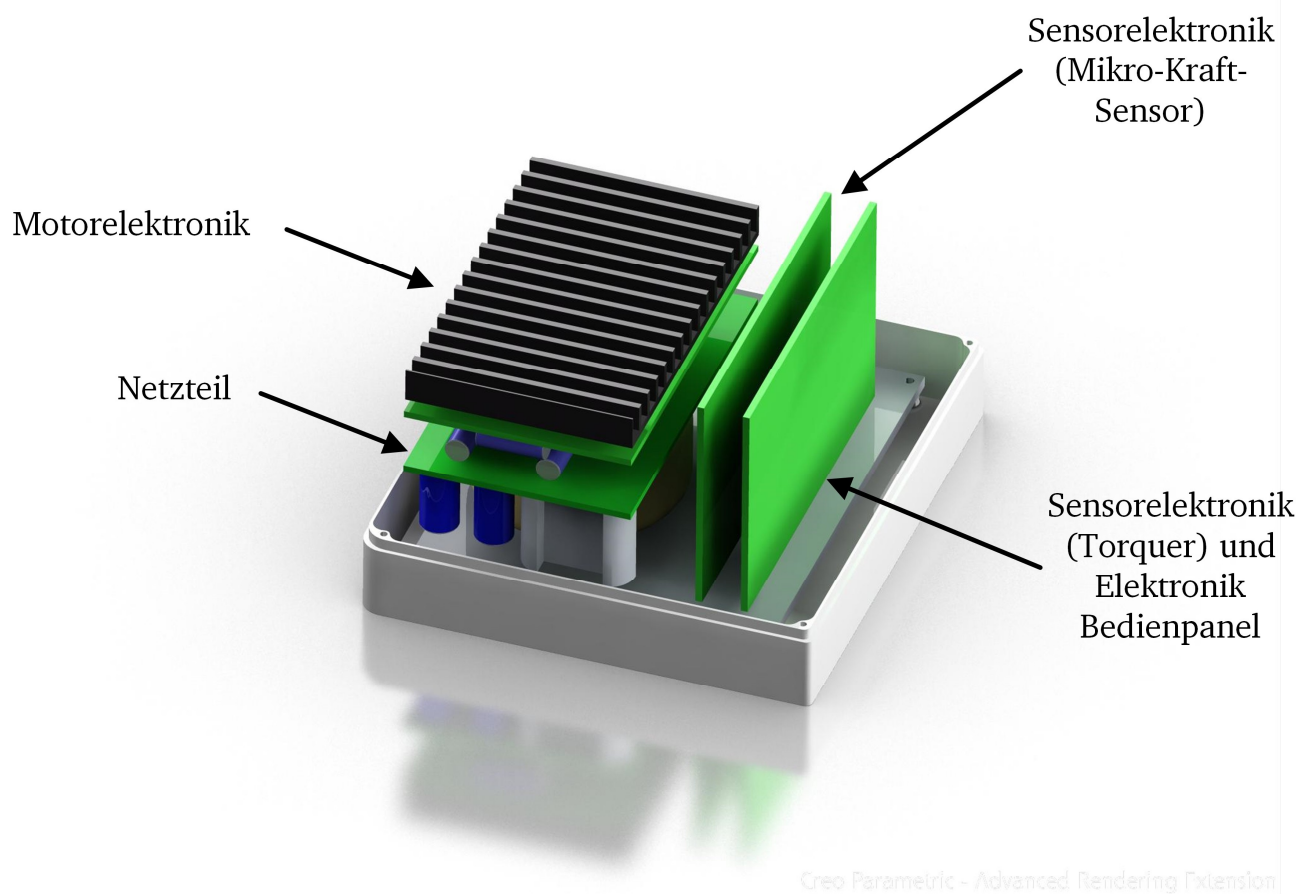
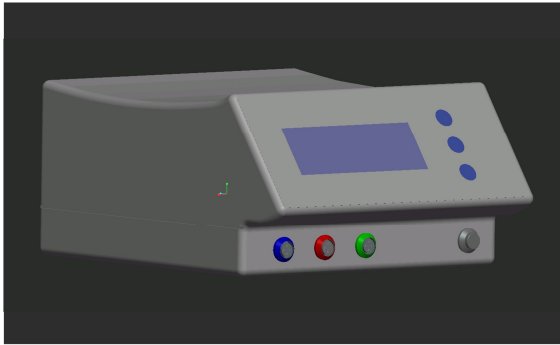
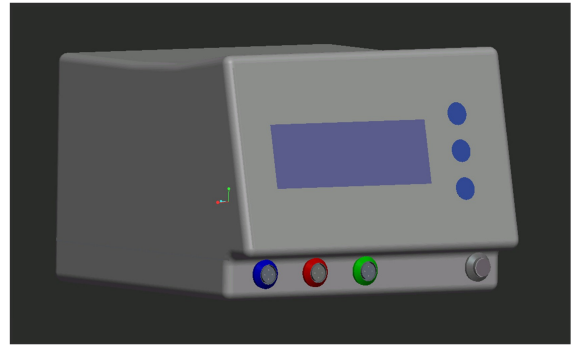


Abb.: D.2: Anordnung der Elektronikkomponenten im Gehäuse.

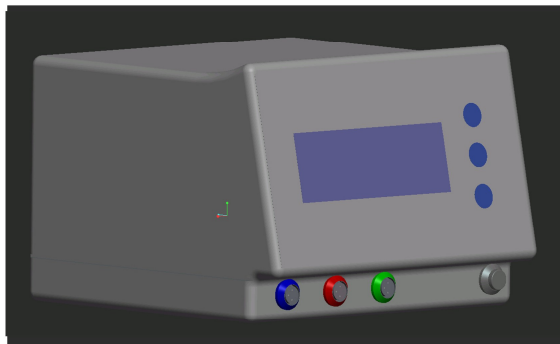
Entwurf 1



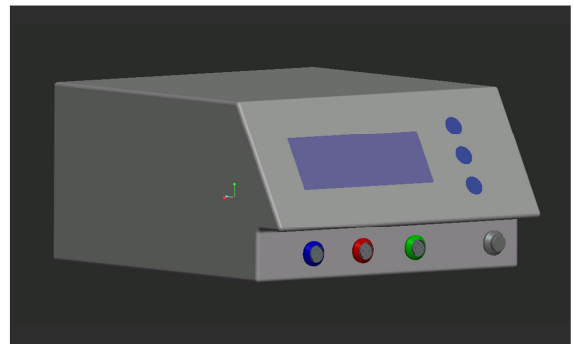
Entwurf 2



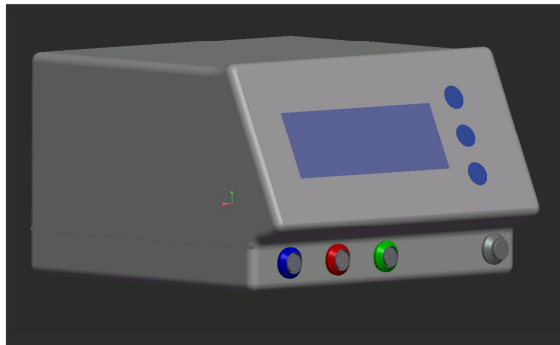
Entwurf 3



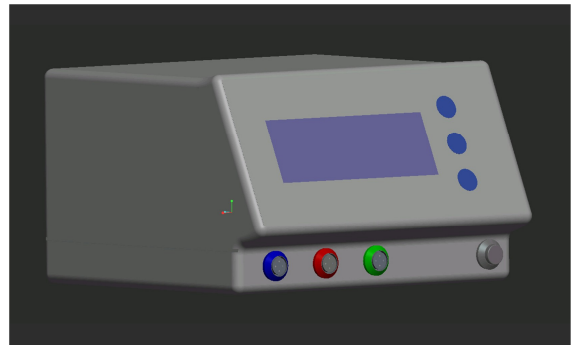
Entwurf 4



Entwurf 5



Entwurf 6



Entwurf 7

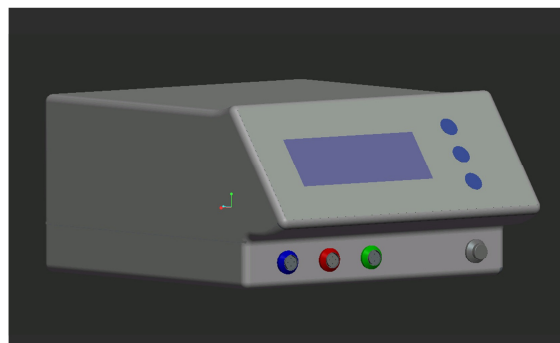


Abb. D.4.: Entwürfe zur Gestaltung des Gehäuses der Zentraleinheit.

E Das V-Modell als Werkzeug zur Entwicklung haptischer Systeme

In der Richtlinie VDI 2206 wird eine domänenübergreifende Entwicklungsmethodik für mechatronische Systeme präsentiert. Ein mechatronisches System zeichnet sich durch die Integration mechanischer, elektronischer und informationstechnischer Elemente aus. Ziel der VDI-Richtlinie 2206 ist es, die einzelnen Modelle des domänenspezifischen Entwurfs in ein das gesamte System beschreibendes Modell einzubetten und somit eine vollständige Systembeschreibung zu ermöglichen. Zur Veranschaulichung des Entwicklungsprozesses von mechatronischen Systemen wird hierzu das V-Modell eingeführt (Abb. E.1). Dieses dient als Makrozyklus zur methodischen Entwicklung mechatronischer Systeme.

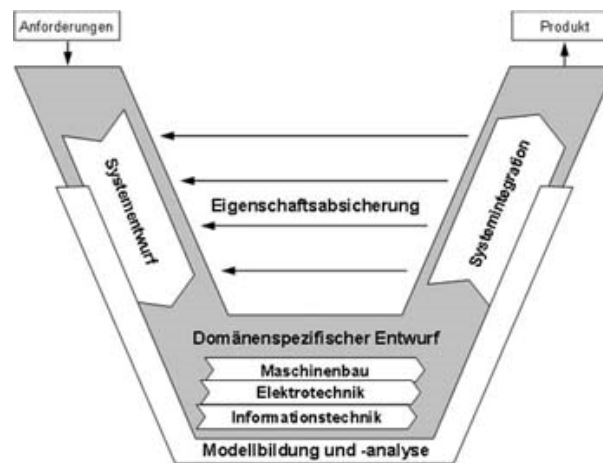


Abb. E.1: Das V-Modell nach VDI 2206.

In [41] wird der Ansatz des V-Modells aufgegriffen und auf die methodische Entwicklung haptischer Systeme übertragen (Abb. E.2). In dem vorgestellten Modell wird der iterative Entwicklungs- und Optimierungsprozess der einzelnen Systemkomponenten deutlicher herausgestrichen als in der Modelldarstellung der Richtlinie VDI 2206. Der Entwicklungsprozess kann nach [41] in 5 grundlegende Entwicklungsphasen unterschieden werden.

Phase 1: Ableitung der Anforderungen

In der 1. Phase der Entwicklung eines haptischen Systems werden die Anforderungen aus dem Anwendungsbereich für das System und einer Interaktionsanalyse des Nutzers mit dem haptischen System abgeleitet.

Definition des Anwendungsbereichs

Startpunkt der Entwicklung eines haptischen Systems ist das Anwendungsszenario für das zu entwerfende System. Der Anwendungsbereich kann hierbei noch relativ vage umschrieben werden. Im Fall des in dieser Arbeit zu entwerfenden Assistenzsystems kann das Anwendungsszenario wie folgt umschrieben werden:

„Das haptische Assistenzsystem soll Kardiologen bei intravaskulären Katheterisierungen unterstützen, indem die haptische Wahrnehmung bei der Navigation im Gefäßsystem unterstützt wird.“

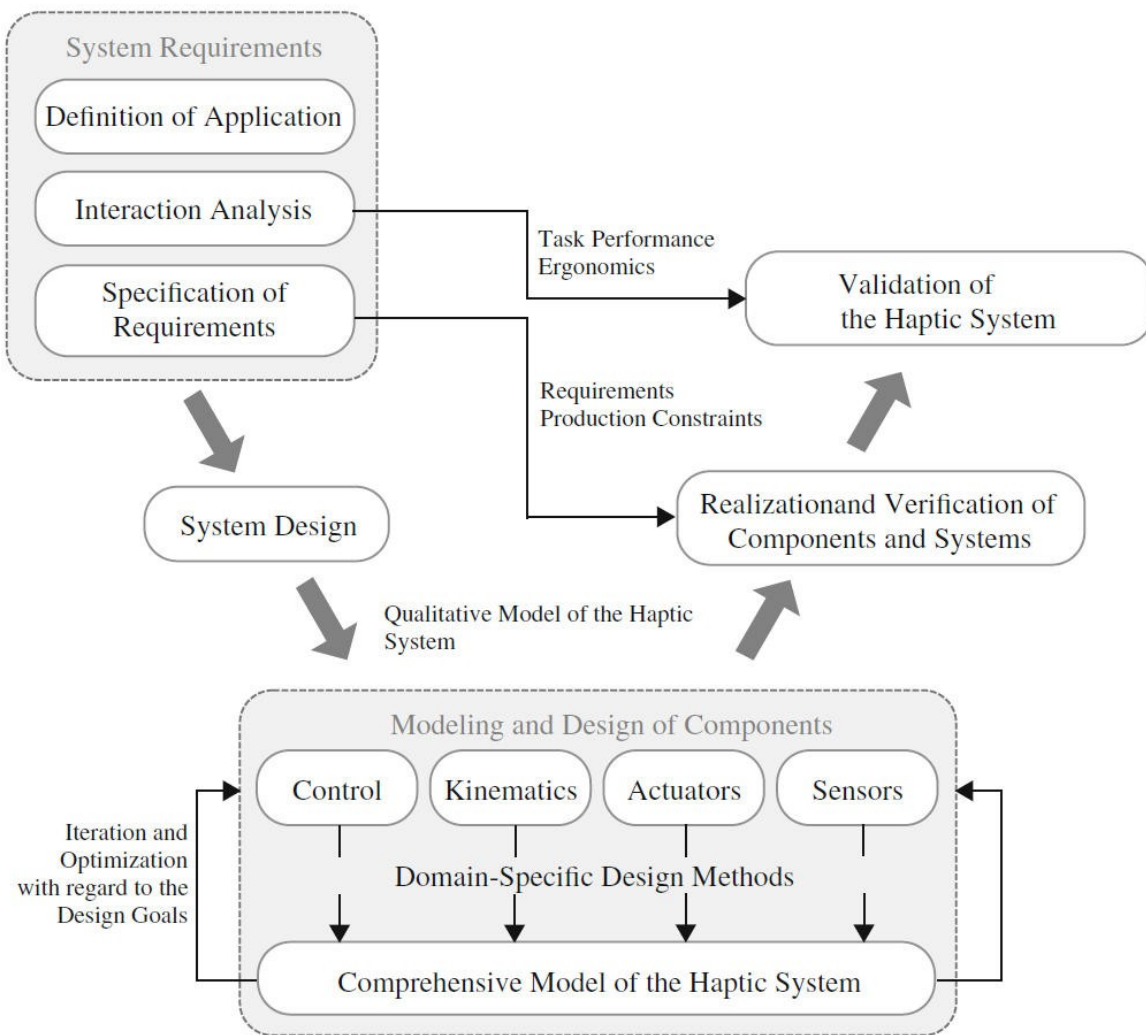


Abb.: E.2.: Das V-Modell für haptische Systeme [41].

Eine weitere Präzisierung des Anwendungsbereichs erfolgt durch die grundlegende Festlegung der Systemstruktur. Handelt es sich z.B. um ein Telemanipulations- oder Co-Manipulationssystem. Aus der Festlegung des Anwendungsbereichs kann dann im nächsten Schritt eine Interaktionsanalyse durchgeführt werden.

Interaktionsanalyse

Ziel der Interaktionsanalyse ist die Definition von Anforderungen, die aus ergonomischen Aspekten und der haptischen Wahrnehmung des Menschen abgeleitet werden können. Die Art der Interaktion bestimmt im hohen Maße, welche Sensoren und Aktoren für die Anwendung im jeweiligen Fall den höchsten Nutzen erwarten lassen. Im Besonderen die Griffsituation des Nutzers hat einen großen Einfluss auf die an das System gestellten Anforderungen. So ergeben sich je nach Griffsituation unterschiedlich große Areale, die zur Interaktion und somit als Anregungsbereich für ein haptisches Feedback bereitstehen. Darüber hinaus bestimmen sich hieraus die erwarteten Kräfte und Frequenzbereiche. Des Weiteren variiert die mechanische Nutzerimpedanz je nach Griffsituation und hat somit direkten Einfluss auf die Anforderungen an die Aktorik und die Regelung des Systems. Quantifizierbare Kennzahlen, die aus der Interaktionsanalyse für die Anforderungen abgeleitet werden sollten, sind beispielsweise die absolute Wahrnehmungsschwelle und

die JND. Außerdem sollten in dieser Phase quantifizierbare Ziele, die zur Validierung der Leistung des haptischen Systems geeignet sind, festgelegt werden. Zur Erlangung solcher Kennzahlen empfiehlt es sich Probandentests durchzuführen.

Festlegung der Anforderungen

Aus den vorausgegangenen Schritten wird eine detaillierte und quantifizierte Anforderungsliste erstellt. Aus den Anforderungen an das Gesamtsystem werden folgend die Anforderungen an die einzelnen Komponenten (Aktorik, Sensorik, Kinematik und die Datenverarbeitung) abgeleitet.

Phase 2: Systementwurf

Der Systementwurf legt die grundlegende Struktur des haptischen Systems fest. In dieser Phase ist besonders auf mögliche Abhängigkeiten zwischen den einzelnen Komponenten zu achten. Zur Vermeidung von Spezifikationsverletzungen empfiehlt es sich daher, die Schnittstellen zwischen den einzelnen Systemkomponenten zu definieren. Darüber hinaus kann der Systementwurf einen direkten Einfluss auf die Art und Anzahl der benötigten Komponenten haben. Eventuelle Änderungen sind über einen Rückkopplungsschritt in der Anforderungsliste zu ergänzen bzw. zu korrigieren. Des Weiteren sind an dieser Stelle Beschränkungen des Bauraums oder die Art der Energieversorgung zu beachten. In [EHD] wird prinzipiell das folgende Vorgehen empfohlen:

1. Festlegung der Regelstruktur des Gesamtsystems unter Beachtung der darzustellenden mechanischen Impedanzen
2. Festlegung der kinematischen Struktur in Abhängigkeit des Arbeitsraums und der erwarteten mechanischen Impedanzen
3. Entwurf der Aktorik in Abhängigkeit von der Regelstruktur und der Kinematik
4. Entwurf der Kraftsensorik in Abhängigkeit von der Regelstruktur parallel zum Aktorentwurf
5. Entwurf der Sensoren zur Positions-, Geschwindigkeits- oder Beschleunigungsmessung
6. Entwurf der Elektronikkomponenten
7. Softwaredesign und Implementierung

Phase 3: Modellierung und Entwurf der Systemkomponenten

Die Modellierung umfasst sowohl die globale Modellierung des gesamten Systems, aber auch die Modellierung der einzelnen Komponenten.

Globales Modell des haptischen Systems

Das globale Modell hat den Zweck die leistungsbestimmenden Systemkomponenten und deren Zusammenwirken miteinander zu identifizieren. Die Modelle der Systemkomponenten sollten der Übersichtlichkeit halber nicht einen zu hohen Detaillierungsgrad aufweisen, sondern auf die systemrelevanten Eigenschaften beschränkt sein. Das globale Modell bietet einen guten Ansatz zur späteren Optimierung des haptischen Systems, da hierdurch losgelöst von den Modellen der ein-

zelnen Systemkomponenten Aussagen über die Leistungsfähigkeit des Gesamtsystems getroffen werden können. Eine Optimierung kann zu ergänzenden oder abgewandelten Anforderungen an die einzelnen Systemkomponenten führen. Dies ist entsprechend in der Anforderungsliste zu berücksichtigen.

Modellierung einzelner Systemkomponenten

Die Modellierung der einzelnen Systemkomponenten erfolgt in einem deutlich höheren Detaillierungsgrad und kann mit einer domänenspezifischen Methode als auch Beschreibungsform durchgeführt werden. Ziel ist es, ein Modell zu erarbeiten, dass alle leistungsspezifischen Entwurfparameter abbilden. Hieraus kann im Anschluss ein Komponentenentwurf erarbeitet werden, der die Anforderungen an die Systemkomponente erfüllt. Mögliche Abweichungen der Systemparameter sind an dieser Stelle zu berücksichtigen und im möglichst im Entwurf als auch der Modellierung des Gesamtsystems zu berücksichtigen.

Optimierung von Systemkomponenten

Die Optimierung einzelner Komponenten ist ein iterativer Prozess und wird durch die Optimierung des globalen Modells angestoßen. Eine Optimierung des Gesamtmodells kann beispielsweise die Erhöhung der Steifheit des Systems oder die Erweiterung des dynamischen Arbeitsbereichs zum Ziel haben. In Folge sind dementsprechend einzelne Systemkomponenten zu optimieren. Dies kann eine Anpassung der Kinematik sein wie steifere Strukturen, eine Reduzierung der bewegten Masse oder auch die Entwicklung leistungstärkerer Aktoren. Grundsätzlich bedingen die Optimierungsziele, die an das Gesamtsystem gestellt werden, die Ziele bei der Optimierung der einzelnen Systemkomponenten. Die geänderten Spezifikationen sollten dementsprechend auch in der Anforderungsliste fixiert werden.

Phase 4: Realisierung und Verifikation

Die Realisierungsphase umfasst den Aufbau der einzelnen Systemkomponenten als auch die Integration aller Baugruppen zu einem Gesamtsystem. Jede Komponente sollte hinsichtlich seiner Eigenschaften getestet werden, ob die geforderten Spezifikationen erfüllt werden. Ebenso ist auch eine Prüfung des Gesamtsystems durchzuführen. Die Erfüllung der Spezifikationen garantiert, dass das haptische System die technischen Anforderungen erfüllt und somit korrekt entwickelt wurde.

Phase 5: Validierung des Gesamtsystems

Die Validierung des haptischen Systems dient der Überprüfung, ob das entwickelte Gerät für den Einsatz im betrachteten Anwendungsbereich geeignet ist. Die Validierung sollte mit Probandenstudien erfolgen und als Ergebnis quantifizierbare Kennzahlen erbringen, welche in der Interaktionsanalyse definiert wurden.

Lebenslauf

Thomas Opitz
geb. am 30.07.1979 in Moskau (Russland)

Schulausbildung

bis 1998 Otto-Hahn Schule Hanau
Abschluss: Allgemeine Hochschulreife

Studium

1999 bis 2009 Diplomstudiengang Wirtschaftsingenieurwesen Elektrotechnik
mit den Vertiefungsrichtungen
Mechatronik und Operations Research

Praktische Erfahrung

10/2004 bis
02/2005 Mannesmann VDO AG, Schwalbach
Grundpraktikum

04/2002 bis
06/2002 Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim
Fachpraktikum: F&E

07/2000 bis
08/2000 Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim
Produktmarketing und Controlling

Berufliche Tätigkeiten

05/2009 bis
12/2015 Wissenschaftlicher Mitarbeiter
am *Institut für Elektromechanische Konstruktionen*
der *Technischen Universität Darmstadt*

07/2002 bis
06/2004 und
05/2005 bis
12/2006 Werkstudent
in Teilzeit bei der *Sirona Dental Systems GmbH*
in Bensheim